



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105813577 A

(43)申请公布日 2016.07.27

(21)申请号 201480065391.3

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

(22)申请日 2014.11.13

代理人 范胜杰 文志

(30)优先权数据

2013-247181 2013.11.29 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.05.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/080703 2014.11.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/080007 JA 2015.06.04

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 前田俊德 村下贤

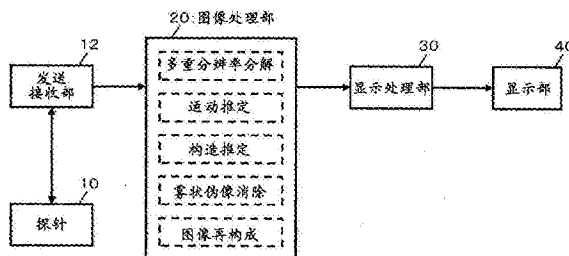
权利要求书2页 说明书14页 附图33页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

利用多重分辨率分解来降低超声波图像内出现的雾状伪像或固定伪影等的图像部分。图像处理部(20)通过针对基于接收信号得到的超声波图像的分辨率的变换处理,形成分辨率相互不同的多个分辨率图像,基于多个分辨率图像来在图像内的各部分决定降低的程度,形成在图像内的各部分根据降低的程度实施了降低处理后的超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
探针,其发送接收超声波;
发送接收部,其通过控制探针来从探针得到接收信号;
分辨率处理部,其通过针对基于接收信号得到的超声波图像的分辨率的变换处理,形成分辨率相互不同的多个分辨率图像;
降低处理部,其基于多个分辨率图像来在图像内的各部分决定降低的程度;
图像形成部,其形成在图像内的各部分与降低的程度对应地实施了降低处理后的超声波图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部基于关于所述多个分辨率图像的差分图像针对图像内的各部分中的每个部分推定构造的程度,并基于该推定的结果来对图像内的各部分中的每个部分决定降低的程度。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部基于从所述多个分辨率图像中的至少一个分辨率图像持续多个时间相位得到的图像来对图像内的各部分中的每个部分推定运动的程度,并基于该推定的结果对图像内的各部分中的每个部分决定降低的程度。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部基于从所述多个分辨率图像中的至少一个分辨率图像持续多个时间相位得到的图像来对图像内的各部分中的每个部分推定运动的程度,并基于该运动的程度的推定的结果以及所述构造的程度的推定的结果,对图像内的各部分中的每个部分决定降低的程度。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部对图像内的各部分中的每个部分推定构造的程度和运动的程度,并基于组织的程度和运动的程度来决定对图像内的各部分中的每个部分决定了降低的程度的减法运算成分,
所述图像形成部形成减去了所述减法运算成分后的超声波图像。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部基于关于所述多个分辨率图像的差分图像针对图像内的各部分中的每个部分推定构造的程度。
7. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部基于从所述多个分辨率图像中的至少一个分辨率图像持续多个时间相位得到的图像来对图像内的各部分中的每个部分推定运动的程度。
8. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部通过从各像素的亮度值减去基于超声波图像内的最低亮度值决定的最佳亮度值来生成减法运算候补成分,并基于与构造的程度以及运动的程度对应地决定的减法运算权重和减法运算候补成分来决定所述减法运算成分。
9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述降低处理部基于关于所述多个分辨率图像的差分图像针对图像内的各部分中的每个部分推定构造的程度。

10. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述降低处理部基于从所述多个分辨率图像中的至少一个分辨率图像持续多个时间相位得到的图像来对图像内的各部分中的每个部分推定运动的程度。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述分辨率处理部形成至少一个高分辨率图像和多个低分辨率图像来作为所述多个分辨率图像,

所述降低处理部基于多个低分辨率图像来在图像内的各部分决定降低的程度,形成与降低的程度对应地实施了降低处理后的低分辨率的图像成分,

所述图像形成部将从所述高分辨率图像得到的高分辨率的图像成分和所述低分辨率的图像成分合成来形成超声波图像。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述降低处理部基于关于所述多个低分辨率图像的差分图像针对图像内的各部分中的每个部分推定构造的程度,并基于该推定的结果来对图像内的各部分中的每个部分决定降低的程度。

13. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述降低处理部基于从所述多个低分辨率图像中的至少一个低分辨率图像持续多个时间相位得到的图像来对图像内的各部分中的每个部分推定运动的程度,并基于该推定的结果对图像内的各部分中的每个部分决定降低的程度。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,特别是涉及超声波图像的图像处理。

背景技术

[0002] 在通过发送接收超声波得到的超声波图像内,特别是在超声波探头(探针)的近旁,会出现被称为雾状伪像(或固定伪影)等噪声的情况。例如考虑是由于多重反射或副瓣等原因而产生该雾状伪像,并且该雾状伪像成为使超声波图像的画质恶化的主要原因。因此,以往提出了消除超声波图像内的雾状伪像的技术。

[0003] 例如,在专利文献1中记载了使用时间序列的超声波的接收信号通过使特定的频率成分衰减的滤波器,对运动比较慢的固定回波(例如雾状伪像等)进行抑制的超声波诊断装置。

[0004] 另外,在专利文献2中记载了通过针对图像的多重分辨率分解来改善超声波图像的画质的方法。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:专利第3683943号公报

[0008] 专利文献2:专利第4789854号公报

发明内容

[0009] 发明所要解决的课题

[0010] 但是,在专利文献1中,作为特定的频率成分,例如在使比较低的频率成分衰减时,虽然抑制了固定的回波,但是也可能抑制运动比较慢的组织,例如扩张末期的心肌等对于诊断重要的部位的信息。另一方面,在专利文献2中记载的多重分辨率分解的技术,期待对超声波图像的各种应用。

[0011] 鉴于上述的背景技术,本申请的发明者对减少超声波图像内出现的被称为雾状伪像或固定伪影的图像部分的技术重新进行了研究开发。特别关注了应用多重分辨率分解的图像处理。

[0012] 本发明是在该研究开发的过程中做出的,其目的在于利用多重分辨率分解来降低超声波图像内出现的被称为雾状伪像或固定伪影等的图像部分。

[0013] 解决课题的手段

[0014] 适合于上述目的的超声波诊断装置具有:探针,其发送接收超声波;发送接收部,其通过控制探针来从探针得到接收信号;分辨率处理部,其通过针对基于接收信号得到的超声波图像的分辨率的变换处理,形成分辨率相互不同的多个分辨率图像;降低处理部,其基于多个分辨率图像来在图像内的各部分决定降低的程度;图像形成部,其形成在图像内的各部分与降低的程度对应地实施了降低处理后的超声波图像。

[0015] 在优选的具体例中,特征为:所述降低处理部基于关于所述多个分辨率图像的差

分图像来针对图像内的各部分中的每个部分推定构造的程度,并基于该推定的结果来对图像内的各部分中的每个部分决定降低的程度。

[0016] 在优选的具体例中,特征为:所述降低处理部基于从所述多个分辨率图像中的至少一个分辨率图像持续多个时间相位得到的图像来对图像内的各部分中的每个部分推定运动的程度,并基于该推定结果对图像内的各部分中的每个部分决定降低的程度。

[0017] 在优选的具体例中,特征为:所述降低处理部对图像内的各部分中的每个部分推定构造的程度和运动的程度,并基于组织的程度和运动的程度来决定对图像内的各部分中的每个部分已确定了降低的程度的减法运算成分,所述图像形成部形成减去了所述减法运算成分后的超声波图像。

[0018] 在优选的具体例中,特征为:所述降低处理部通过从各像素的亮度值减去基于超声波图像内的最低亮度值决定的最佳亮度值来生成减法运算候补成分,并基于与构造的程度以及运动的程度对应地决定的减法运算权重和减法运算候补成分来决定所述减法运算成分。

[0019] 在优选的具体例中,特征为:所述分辨率处理部形成至少一个高分辨率图像和多个低分辨率图像来作为所述多个分辨率图像,所述降低处理部基于多个低分辨率图像来在图像内的各部分决定降低的程度,形成与降低的程度对应地实施了降低处理后的低分辨率的图像成分,所述图像形成部将从所述高分辨率图像得到的高分辨率的图像成分和所述低分辨率的图像成分合成来形成超声波图像。

[0020] 发明效果

[0021] 通过本发明,降低超声波图像内出现的被称为雾状伪像或固定伪影等的图像部分,优选完全消除该图像部分。

附图说明

[0022] 图1表示适于实施本发明的超声波诊断装置的全体结构。

[0023] 图2表示包含雾状伪像的图像的具体例。

[0024] 图3用于说明运动推定。

[0025] 图4用于说明运动推定。

[0026] 图5表示多重分辨率分解的具体例(心肌部分)。

[0027] 图6用于说明构造推定。

[0028] 图7表示与心肌相关的差分图像的具体例。

[0029] 图8表示多重分辨率分解的具体例。

[0030] 图9表示与雾状伪像部分相关的差分图像的具体例。

[0031] 图10表示减法运算候补成分的具体例。

[0032] 图11表示基于推定结果的权重的计算例。

[0033] 图12表示减法运算权重的计算例。

[0034] 图13表示减法运算成分的计算例。

[0035] 图14表示雾状伪像消除的具体例。

[0036] 图15表示图像处理部的内部结构。

[0037] 图16表示多重分辨率分解部的内部结构。

- [0038] 图17表示下采样部的内部结构。
- [0039] 图18表示高频成分计算部的内部结构。
- [0040] 图19表示上采样部的内部结构。
- [0041] 图20表示构造计算部的内部结构。
- [0042] 图21表示零交叉消除部的处理的具体例。
- [0043] 图22表示数据更新部的内部结构。
- [0044] 图23表示数据更新部的处理的具体例。
- [0045] 图24表示背景减法运算部的内部结构。
- [0046] 图25表示权重计算部的内部结构。
- [0047] 图26表示最佳亮度值推定部的内部结构。
- [0048] 图27表示减法运算成分计算部的内部结构。
- [0049] 图28表示附带条件乘法运算部的处理的具体例。
- [0050] 图29表示图像再构成部的内部结构。
- [0051] 图30表示图像处理部的变形例。
- [0052] 图31表示数据更新部的内部结构。
- [0053] 图32表示背景减法运算部的内部结构。
- [0054] 图33表示权重计算部的内部结构。
- [0055] 图34表示图像处理部的其他变形例。

具体实施方式

[0056] 图1表示适于实施本发明的超声波诊断装置的全体结构。探针10例如是针对包含心脏等诊断对象的区域发送接收超声波的超声波探头。探针10具备各自发送接收超声波的多个振动元件,多个振动元件由发送接收部12进行发送控制来形成发送波束。另外,多个振动元件从包含诊断对象的区域内接收超声波,并将由此得到的信号输出到发送接收部12,发送接收部12形成接收波束并沿着接收波束收集回声数据。探针10在二维平面内进行超声波波束(发送波束和接收波束)的扫描。当然,也可以利用在三维空间内进行超声波波束立体扫描的三维探针。

[0057] 在包含诊断对象的区域内进行超声波波束扫描,当通过发送接收部12收集沿着超声波波束的回声数据即行数据时,图像处理部20基于收集到的行数据形成超声波的图像数据。图像处理部20例如形成B模式图像的图像数据。

[0058] 图像处理部20通过针对基于接收信号得到的超声波图像的分辨率变换处理,形成分辨率相互不同的多个分辨率图像,基于多个分辨率图像在图像内的各部分决定降低的程度,形成在图像内的各部分基于降低的程度实施了降低处理后的超声波图像。在形成超声波图像(图像数据)时,图像处理部20抑制超声波图像内出现的固定噪声。特别是降低被称为雾状伪像(或者固定伪影)等的噪声。为了降低雾状伪像等噪声,图像处理部20具备多重分辨率分解、运动推定、构造推定、雾状伪像消除、图像再构成的各功能。并且,在图像处理部20中,例如连续多帧形成反映了诊断对象即心脏的多个图像数据,将其输出到显示处理部30。

[0059] 显示处理部30针对从图像处理部20得到图像数据,例如实施从超声波的扫描坐标

系变换到图像的显示坐标系的坐标变换处理,并且,根据需要加入图形图像等来形成包含超声波图像的显示图像。在显示部40中显示在显示处理部30形成的显示图像。

[0060] 在图1所示的结构(各功能块)内,发送接收部12和图像处理部20以及显示处理部30分别例如能够利用处理器或电子电路等硬件来实现,在该实现中也可以根据需要使用存储器等设备。显示部40的优选具体例为液晶显示器等。

[0061] 另外,图1所示的探针10以外的结构,例如能够通过计算机来实现。即,也可以通过计算机具备的CPU、存储器、硬盘等硬件与用于规定CPU等的动作的软件(程序)之间的协作,实现图1的探针10以外的结构(例如可以仅为图像处理部20)。

[0062] 图1的超声波诊断装置的全体结构如上那样。其次,对通过图1的超声波诊断装置(本超声波诊断装置)实现的功能等进行详细描述。关于图1所示的结构(部分)在以下的说明中利用图1中的符号。首先,利用图2至图14对本超声波诊断装置(特别是图像处理部20)中执行的处理的原理进行说明。

[0063] 图2表示包含雾状伪像的图像的具体例。在(A)中对包含雾状伪像的心肌的超声波图像(例如B模式图像)的具体例进行了图示。分别在(A1)和(A2)中图示了(A)的图像内的心肌部分和雾状伪像部分。本超声波诊断装置例如在(A)这样的包含雾状伪像的超声波图像内,确定(A2)所示的雾状伪像部分,通过降低所确定的雾状伪像部分的影响,优选去除雾状伪像部分,例如形成(A1)所示的鲜明地反映出心肌部分的超声波图像。本超声波诊断装置的图像处理部20通过运动推定和构造推定来在超声波图像中确定雾状伪像部分。

[0064] 图3、图4用于说明运动推定。在图3、图4中对持续多个时间相位(time phase)(T-2、T-1、T)得到的超声波图像的具体例进行了图示。在图3中只对超声波图像内的心肌部分进行了图示,在图4中只对超声波图像内的雾状伪像部分进行了图示。

[0065] 图3所示的心肌部分伴随着心脏的扩张收缩运动而运动。因此,超声波图像内的心肌部分的像素的亮度值持续多帧(时间相位T-2、T-1、T)进行比较大的变化。另一方面,图4所示的雾状伪像部分是固定的,因此,超声波图像内的雾状伪像部分的像素的亮度值持续多帧(时间相位T-2、T-1、T)几乎没有差别。

[0066] 因此,图像处理部20例如针对每个像素(设坐标为(i、j))持续多帧(时间相位)计算亮度值的标准偏差,将标准偏差作为用于评价运动的程度的指标(运动量)。由此,能够根据运动程度的强弱(运动量的大小)来识别心肌部分和雾状伪像部分。

[0067] 但是,在心肌部分,例如在心脏壁中等处存在运动的程度较小的部分。因此,例如在只评价了运动的程度(运动量)时,如图3所示那样,例如可能无法将心肌部分的内部确定为心肌部分。

[0068] 因此,本超声波诊断装置的图像处理部20还利用多重分辨率分解来进行构造推定,在超声波图像内识别心肌部分和雾状伪像部分。

[0069] 图5表示多重分辨率分解的具体例,在图5中仅图示了超声波图像内的心肌部分。在图5中图示了超声波图像 G_n 、从超声波图像 G_n 通过一次下采样处理得到的低分辨率图像 G_{n+1} 、从低分辨率图像 G_{n+1} 通过一次下采样处理得到的低分辨率图像 G_{n+2} 。超声波图像 G_n 可以是分辨率变换前的基本的超声波图像,也可以是对基本的超声波图像进行下采样处理而得到的低分辨率图像。

[0070] 并且,还图示了从低分辨率图像 G_{n+2} 通过两次上采样处理得到的低分辨率图像 E_x

($E_x(G_{n+2})$)。低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 是与低分辨率图像 G_{n+2} 相同的分辨率,并且是与超声波图像 G_n 相同的图像尺寸。

[0071] 图像处理部20基于与相互不同的分辨率对应的多个分辨率图像,例如,通过比较图5所示的超声波图像 G_n 和低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$,评价构造的程度来进行构造推定。

[0072] 图6用于说明构造推定。图像处理部20形成超声波图像 G_n 和低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 的两个图像的差分图像。即,将两个图像之间相互对应的像素(相互为同坐标的像素)的亮度值的差作为该像素的像素值(差分的亮度值)的图像为差分图像。

[0073] 在超声波图像内的心肌部分中反映了心肌组织(构造物)的性状,例如组织表面或组织内的微小的凹凸。因此,例如在将心肌表面或心肌内的像素作为关注像素时,在分辨率比较高的超声波图像 G_n 中,在关注像素与其周围像素之间呈现比较大的亮度差。

[0074] 与此相对,低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 是通过低分辨率化(下采样处理),与超声波图像 G_n 相比钝的(模糊)图像,因此与超声波图像 G_n 相比,关注像素与其周围像素之间的亮度差变小。

[0075] 因此,超声波图像 G_n 中的关注像素和周围像素的亮度差越大,低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 中的关注像素与超声波图像 G_n 相比变化越大,差分图像中的像素值(亮度差)越大。

[0076] 因此,图像处理部20判断为差分图像的像素值(亮度差)越大,构造(组织)的程度越强。

[0077] 图7表示与心肌部分相关的差分图像的具体例,在图7中对心肌部分的超声波图像 G_n 和低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 以及这两个图像的差分图像的具体例进行了图示。

[0078] 图8表示多重分辨率分解的具体例,在图8中只对超声波图像内的雾状伪像部分进行了图示。在图8中对超声波图像 G_n 、从超声波图像 G_n 通过一次下采样处理得到的低分辨率图像 G_{n+1} 、从低分辨率图像 G_{n+1} 通过一次下采样处理得到的低分辨率图像 G_{n+2} 进行图示。超声波图像 G_n 可以是分辨率变换前的基本的超声波图像,也可以是对基本的超声波图像进行下采样处理得到的低分辨率图像。

[0079] 并且,还图示了从低分辨率图像 G_{n+2} 通过两次上采样处理得到的低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 。低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 是与低分辨率图像 G_{n+2} 相同的分辨率,并且是与超声波图像 G_n 相同的图像尺寸。

[0080] 图9表示与雾状伪像部分相关的差分图像的具体例,在图9中对雾状伪像部分的超声波图像 G_n 和低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 以及这两个图像的差分图像进行了图示。

[0081] 超声波图像内的雾状伪像部分与心肌部分(图7)不同,未反映组织的微小凹凸。因此,关于雾状伪像部分,即使将分辨率比较高的超声波图像 G_n 和低分辨率图像 $E_x(E_x(G_{n+2}))$ 进行比较也不会出现大的不同,与心肌部分(图7)的情况相比,差分图像的像素值(亮度差)变小。因此,图像处理部20判断为差分图像的像素值(亮度差)越小,构造(组织)的程度越弱。

[0082] 图像处理部20基于上述的构造推定和运动推定,如以下详细叙述的那样,生成用于减去(消除)雾状伪像的减法运算成分。

[0083] 图10表示减法运算候补成分的具体例。图像处理部20在生成减法运算成分时,为了避免过多降低(过多消除)图像信息,生成可以进行减法运算的范围内的减法运算候补成分。

[0084] 例如,如图10所示那样,对于包含心肌部分和雾状伪像部分的原图像的全部像素,通过从各像素的亮度值减去基于全部像素内的最低的亮度值(最低亮度)决定的最佳亮度值(最佳亮度),生成减法运算候补成分。

[0085] 然后,图像处理部20根据构造的推定结果和运动的推定结果,计算减法运算中的权重。

[0086] 图11表示基于推定结果的权重的计算例。图像处理部20基于通过构造的推定得到的结果来计算构造的权重。例如,将差分图像(图7、图9)的各像素的亮度值进行平方来计算各像素的构造的权重。另外,图像处理部20基于通过运动的推定得到的结果来计算运动的权重。例如,根据通过运动的推定得到的各像素的运动量(图3、图4)计算各像素的运动的权重。然后,图像处理部20基于构造的权重和运动的权重来计算减法运算权重。

[0087] 图12表示减法运算权重的计算例。图像处理部20例如通过将构造的权重和运动的权重进行相乘,即,针对每个像素将构造的权重和运动的权重进行相乘来计算减法运算权重。

[0088] 图13表示减法运算成分的计算例。图像处理部20例如通过将减法运算候补成分(图10)和减法运算权重(图12)进行相乘,即,针对每个像素将减法运算候补成分和减法运算权重进行相乘来计算减法运算成分。

[0089] 图14表示雾状伪像消除的具体例。图像处理部20通过从包含心肌部分和雾状伪像部分的原图像(图10)减去减法运算成分(图13),即,针对每个像素从原图像的像素值减去减法运算成分,由此来形成降低了雾状伪像,优选消除了雾状伪像的超声波图像。

[0090] 通过以上说明的处理,从包含心肌部分和雾状伪像部分的原图像降低或消除构造的程度小且运动的程度也小的雾状伪像部分,从而在尽可能地维持心肌部分的同时,优选完全维持心肌部分。接着,对实现上述的处理的图像处理部20的具体结构例进行说明。

[0091] 图15表示图像处理部20的内部结构。图像处理部20具备多重分辨率分解部31、高频成分计算部41、构造计算部51、数据更新部61、背景减法运算部71、图像再构成部111。图像处理部20将从发送接收部12得到的行数据,即诊断图像(例如图10的原图像)的图像数据 G_0 首先在多重分辨率分解部31中进行处理。

[0092] 多重分辨率分解部31生成输入的诊断图像的高斯金字塔。将输入的诊断图像作为 G_0 ,将通过多重分辨率分解部31生成的各层的数据作为 G_n 成分(n 为0以上的整数)。

[0093] 图16表示多重分辨率分解部31(图15)的内部结构。多重分辨率分解部31具备图示的结构,将输入的 G_n 成分输入到下采样部3101-1、3101-2、3101-3、3101-4,通过后述的方法接受下采样处理。

[0094] 图17表示下采样部3101(图16)的内部结构。下采样部3101具有图示的结构,低通滤波(LPF)部12-1对 G_n 成分实施二维低通滤波(LPF),抽取部31011间除从LPF部12-1输出的数据来实施抽取处理,生成采样密度和分辨率减少的 G_{n+1} 成分。

[0095] 如此,在图16的多重分辨率分解部31中生成的 G_n 成分成为采样密度和分辨率与 G_0 成分不同的多重分辨率表现。例如,作为原图像的诊断图像 G_0 和从 G_0 通过下采样得到的 G_1 、 G_2 、 G_3 、 G_4 成分的频带的具体例如图16所示。在图16所示的具体例中,如果 G_0 的频带为 $0 \sim f$,则 G_1 的频带为 $0 \sim f/2$, G_2 的频带为 $0 \sim f/4$, G_3 的频带为 $0 \sim f/8$, G_4 的频带为 $0 \sim f/16$ 。作为变形例,当 G_0 的频带为 $0 \sim f$ 时,也可以进行 G_1 的频带为 $0 \sim 4f/5$, G_2 的频带为 $0 \sim 3f/5$, G_3 的频带

为 $0\sim 2f/5$, G_4 的频带为 $0\sim f/5$ 这样的下采样。

[0096] 此外,在图16所示的具体例中,将多重分辨率表现的最高层设为4($n=4$),但是该具体例只不过是一个例子,也可以在层0到层 n ($n\geq 1$)的范围内进行多重分辨率分解。

[0097] 另外,在上述具体例中,在下采样部3101(图17)中在实施了二维低通滤波后实施抽取处理,但是并不需要限于此,也可以在各个方向上实施一维低通滤波后进行抽取,还可以一边实施一维低通滤波一边进行抽取处理。

[0098] 此外,在以下的说明中出现的低通滤波(LPF)中,既可以实施二维低通滤波,也可以在各方向上实施一维低通滤波。另外,在上述具体例中,作为多重分辨率分解部的一个例子表示了进行高斯金字塔处理的结构,但是也可以变更为使用离散小波变换、伽柏变换、频率区域中的带通滤波等进行多重分辨率分解的结构。

[0099] 返回图15,向高频成分计算部41、构造计算部51、数据更新部61、图像构成部111输入在多重分辨率分解部31中得到的 G_n 成分。此时,可以向各个模块只输入需要的数据,也可以共享全部的数据。另外,在向各个模块输入时,也可以执行某些滤波处理等。高频成分计算部41生成在图像再构成时使用的拉普拉斯金字塔。

[0100] 图18表示高频成分计算部41(图15)的内部结构。高频成分计算部41具有图示的结构,将输入的 G_{n+1} 成分输入到上采样部4101-1-1、4101-2-1,通过后述那样的方法接受上采样处理。将上采样后的成分与 G_n 成分一起输入到减法运算器13-1、13-2来接受差分处理,计算作为高频成分的 L_n 成分。

[0101] 图19表示上采样部4101(图18)的内部结构。上采样部4101具有图示的结构,零插入部41011针对 G_{n+1} 成分执行以跨越一个数据的间隔插入零的零插入处理,并在LPF部12-2中对插入了零的 G_{n+1} 成分实施低通滤波(LPF)。在数据插补部41012中,实施了上述处理的成分接受插补,以使 G_n 成分和尺寸(图像尺寸)相等,由此得到上采样后的 $EX(G_{n+1})$ 成分。

[0102] 如此,将通过图18的高频成分计算部41生成的各层的数据称为 L_n 成分($n\geq 0$)。 L_n 成分具有每层细节不同的边缘信息。

[0103] 在图18中对各成分的频带的具体例进行了图示。如果作为原图像的输入图像 G_0 的频带为 $0\sim f$, G_1 的频带为 $0\sim f/2$, G_2 的频带为 $0\sim f/4$ (参照图16), L_0 成分因为基于 G_0 与 G_1 的差分得到,所以频带为 $f/2\sim f$, L_1 成分因为基于 G_1 与 G_2 的差分得到,所以频带为 $f/4\sim f/2$ 。

[0104] 在上述的具体例中,向高频成分计算部41输入 G_0 成分到 G_2 成分来得到 L_0 成分和 L_1 成分,但是并不需要限于该具体例,例如,可以输入更多层的 G_n 成分来得到更多的 L_n 成分。

[0105] 另外,在上述的具体例中,作为高频成分计算的一个例子表示了进行拉普拉斯金字塔处理的结构,但是也可以变更为使用离散小波变换、伽柏变换、频率区域中的带通滤波等来计算高频成分的结构。

[0106] 返回图15,向图像构成部111输入在高频成分计算部41中得到的 L_0 成分和 L_1 成分。另外,构造计算部51计算在构造强度的推定(构造的推定)中使用的构造推定值 Str^2 。

[0107] 图20表示构造计算部51(图15)的内部结构。构造计算部51具有图示的结构,将输入的 G_{n+2} 成分输入到上采样部4101-4来接受上采样处理,进行上采样后的成分再一次通过上采样部4101-3接受上采样处理后,与 G_n 成分一起输入到减法运算器13-3。向零交叉消除部5101输入通过减法运算器13-3求出的差分值来接受后述的零交叉点消除处理,然后输入到平方值计算部5102来计算构造推定值 Str^2 。在构造计算部51中生成的构造推定值 Str^2 成

为具有构造的强度信息的数据。

[0108] 此外,在上述的具体例中,设 $n=2$,向构造计算部51输入 G_2 到 G_4 成分来得到构造推定值 Str^2 ,但是并不需要限于该具体例,例如也可以在 G_n 成分内输入至少一个以上的成分来计算构造推定值 Str^2 。

[0109] 另外,在上述的具体例中,求出将 G_4 成分进行两次上采样后的成分与 G_2 成分的差分来得到构造推定值 Str^2 ,但是并不需要限于该具体例,也可以使用连续的层或进一步分离的层来求出差分。另外,在上述的具体例中,求出将 G_4 成分进行两次上采样后的成分与 G_2 成分的差分,但是还可以进一步求出将别的成分,例如将 G_3 成分进行两次上采样后的成分与 G_1 成分的差分,考虑分别根据从 G_4 成分和 G_2 成分得到的差分以及从 G_3 成分和 G_1 成分得到的差分这两者(两个差分)求出的构造推定值来计算最终的构造推定值 Str^2 。

[0110] 图21表示零交叉消除部5101(图20)的处理的具体例。在S101中从减法运算器13-3取得差分数据。在S102中设定关注点。在S103中取得与关注点相邻的上下(图像的y轴方向)的点的差分。在S104中对取得的两点的差分进行乘法运算。在S105中取得与关注点相邻的左右(图像的x轴方向)的点的差分。在S106中对取得的两点的差分进行乘法运算。

[0111] 在S107中,判定在S104和S106得到的乘法运算值内是否至少一个为负。在至少一个为负时向S109前进,在不是时向S108前进。

[0112] 在S108中判定关注点不是零交叉,不改变关注点(像素)的差分地向S113前进。

[0113] 在S109中判定是否在S104和S106得到的乘法运算值只有一方为负。在只有一方的乘法运算值为负时向S110前进,在两个乘法运算值均为负时向S111前进。在S110中,将乘法运算值取负的方向的绝对值的平均作为关注点的值,并向S113前进。

[0114] 在S111中,选择在S104和S106得到的乘法运算值的绝对值最大的方向,由此来选择倾斜最大方向。在S112中,将在S111中选择的方向的绝对值的平均作为关注点的值,并向S113前进。

[0115] 在S113中判定是否决定了全部关注点的值。在决定了全部关注点的值时结束,在没有全部决定时返回S102,执行下一个关注点的处理。

[0116] 此外,在上述的具体例中,取得了关注点的上下或左右的点的差分,但是并不需要限于此,例如也可以设置求出倾斜方向的差分的步骤,在更多的方向上检测零交叉。另外,在上述的具体例中,进行了每个方向的比较,但是也可以取得相邻点的全部的值,例如通过主成分分析等来计算倾斜最大方向。在零交叉的消除中,优选引入倾斜最大方向的绝对值的平均,但是并不需要限于此,例如也可以引入相邻的四点的绝对值的平均值。

[0117] 返回图15,向数据更新部61输入在构造计算部51中得到的 Str^2 成分。数据更新部61更新在组织的运动推定以及组织的构造推定中使用的 $multiG_n$ 缓冲和 $multiStr$ 缓冲。

[0118] 图22表示数据更新部61(图15)的内部结构。数据更新部61具有图示的结构。即,数据更新部61由图像数据更新部6101和构造数据更新部6102构成,图像数据更新部6101使用由多重分辨率分解部31(图15)生成的当前帧的 G_n 成分中的至少一个以上的数据来更新保存当前帧以前的 G_n 成分(图像数据)的 $multiG_n$ 缓冲,构造数据更新部6102使用由构造计算部51(图15)生成的当前帧的构造推定值 Str^2 来更新保存当前帧以前的构造数据的 $multiStr$ 缓冲。此外,在图22的具体例中,设 $n=2$,但是并不需要限于此,例如可以更新更多的层。

[0119] 图23表示数据更新部61(图22)的处理的具体例。在图23中,对在图像数据更新部6101(图22)中执行的处理的流程图进行图示。

[0120] 在S201中取得multiG₂缓冲。在S202中取得最早的时间相位t的开头地址。在S203中取得比t新的时间相位t-1的开头地址。在S204中,将时间相位t-1的数据排列全部复制到时间相位t的数据排列中。在S205中置为t=t-1。

[0121] 在S206中判定是否为t=0。在是t=0时向S207前进,在不是时向S203前进,执行下一个时间相位的复制。在S207中取得当前帧的G₂成分。在S208中,在t=0的数据排列中复制当前时间相位的数据G₂成分,结束multiG₂缓冲的更新。

[0122] 通过图23所示的具体例,从图像数据更新部6101输出由3个帧的G₂成分构成的multiG₂缓冲。

[0123] 另外,在图23的具体例中,通过将G₂作为Str²,在构造数据更新部6102中也通过与图23的流程图相同的处理来输出由3个帧的Str²成分构成的multiStr缓冲。并不需要一定采用上述的更新方法,例如,也可以是重连接指针(pointer)那样的处理。

[0124] 返回图15,向背景减法运算部71输入在数据更新部61中更新后的multi G_n缓冲和multiStr缓冲。另外,为了对下一个帧的计算做准备,将multiG_n缓冲和multiStr缓冲再次输入给数据更新部61。背景减法运算部71从组织的运动的推定以及组织的构造的推定中求出在G_n成分中包含的雾状伪像成分,计算实施了雾状伪像降低处理后的nrG_n成分。

[0125] 图24表示背景减法运算部71(图15)的内部结构。背景减法运算部71具有图示的结构。权重计算部81基于multiG_n缓冲和multiStr缓冲来计算平均图像frameAve(帧Ave)成分和减法运算权重weight(权重)成分。最佳亮度值推定部91计算当前帧具有的最佳亮度值base(基础)。

[0126] 减法运算成分计算部101从通过权重计算部81计算出的平均图像frameAve(帧Ave)成分、通过最佳亮度值推定部91计算出的最佳亮度值base(基础)、通过权重计算部81计算出并由LPF部12-3实施了低通滤波(LPF)后的减法运算权重weight(权重),来计算减法运算成分。

[0127] 优选将计算出的减法运算成分通过LPF部12-4实施低通滤波(LPF)来在空间方向上进行平滑化,并在调整部7101中基于下式在时间方向上进行平滑化。

[0128] (数1)

$$diff'_{i,j} = diffData_{i,j} \times beta + diff'_{i,j}{}^{t-1} \times (1 - beta)$$

[0130] diff:到前帧为止的减法运算成分

[0131] diffData:计算出的减法运算成分

[0132] beta:参数

[0133] 由此,通过后述的处理再构成的诊断图像能够抑制局部的减法运算以及帧间的同一像素的大的亮度变化,能够提供不协调感少的诊断图像。在减法运算器13-4中,从multiG_n成分中保存的当前帧的G_n成分中减去空间、时间上平滑化后的减法运算成分,计算降低了雾状伪像的nrG_n成分。

[0134] 在上述的具体例中,设n=2,但是并不限于该具体例。另外,在上述的具体例中,在调整部7101中通过当前帧计算出的减法运算成分和到前帧为止更新的减法运算成分的

加权相加值来进行计算,但是也可以保存到此为止的全部的数据或准照该数据的参数,恰当地执行加权。

[0135] 向图像再构成部111输入在背景减法运算部71中得到的nrG_n成分。另外,为了对下一帧的计算作准备,将在背景减法运算部71中得到的减法运算成分再次输入给背景减法运算部71。权重计算部81计算平均图像frameAve成分和作为表示雾状伪像的推定值的评价值的减法运算权重weight。

[0136] 图25表示权重计算部81(图24)的内部结构。权重计算部81具有图示的结构。平均值计算部8101对每个像素(像素)计算在输入的multiG₂缓冲中保存的至少一个G₂成分的亮度值,或者多个G₂成分的平均值。分散值计算部8102对每个像素(像素)计算在multiG₂缓冲中保存的多个G₂成分的亮度值的分散值。平均值计算部8103对每个像素(像素)计算在multiStr缓冲中保存的至少一个Str²成分的强度值,或者多个Str²成分的平均值。

[0137] 通过平均值计算部8101、分散值计算部8102、平均值计算部8103计算出的值分别通过LPF部12-5、12-6、12-7实施低通滤波(LPF)。将通过LPF部12-5实施了低通滤波的数据作为平均图像frameAve进行输出。另外,向权重决定部8104输入通过LPF部12-6、12-7实施了低通滤波的数据。

[0138] 在此,对通过权重决定部8104进行的计算进一步详细说明。在权重决定部8104中计算权重weight,该权重weight将经由后述的处理得到的减法运算候补成分中的,被推定为雾状伪像的成分留存为减法运算成分,将被推定为不是雾状伪像的成分消除从而使其不成为减法运算成分。即,作为表示雾状伪像的推定值的评价值,通过 $0 \leq \text{weight} \leq 1$ 赋予减法运算权重weight。这是表示雾状伪像的“显著性”的归一化的评价值,为了计算该评价值,在本实施例中以运动和构造为例求出雾状伪像的评价值。

[0139] 雾状伪像是出现在探针10近旁的运动少不具有构造的噪声。因此,优选越是运动小且构造强度弱的成分越是判定为雾状伪像,使权重weight接近于1。另一方面,如果是运动大或构造强的成分,则可能具有心肌等的信息,因此使weight接近于0。

[0140] 由此,在权重决定部8104中,基于由LPF部12-6、12-7计算出的值,例如通过后述那样的方法计算减法运算权重weight。

[0141] 首选,通过LPF部12-6计算出的值是使用多个帧求出的将每个像素(像素)的分散值平滑化后的值,因此能够考虑该值越小,作为区域亮度变化越少,运动越少。由此,例如能够通过使用了在像素(i,j)的计算值和参数gamma的下式的减少函数来计算与运动相关的权重。

[0142] (数2)

$$[0143] \quad \text{weight}_{i,j}^{\text{move}} = \exp\left(-\frac{\overline{\sigma}_{i,j}^2}{2 \cdot \text{gamma}^2}\right)$$

$$[0144] \quad 0 \leq \text{weight}_{i,j}^{\text{move}} \leq 1$$

[0145] 在像素(i,j)的计算值 $\overline{\sigma}_{i,j}^2$

[0146] 其次,通过LPF部12-7计算出的值是使用多个帧求出的将每个像素(像素)的构造推定值平滑化后的值,因此能够考虑该值越小,作为区域构造越弱。由此,例如能够通过使

用了在像素(i,j)的计算值和参数delta的下式的减少函数来计算与构造相关的权重。

[0147] (数3)

$$[0148] \quad \text{weight}_{i,j}^{sr} = \exp\left(-\frac{\overline{\sigma}_{i,j}^2}{2 \cdot \text{delta}^2}\right)$$

$$[0149] \quad 0 \leq \text{weight}_{i,j}^{sr} \leq 1$$

[0150] 在像素(i,j)的计算值 $\overline{\sigma}_{i,j}^2$

[0151] 使用数2的式子的与运动相关的权重和数3的式子的与构造相关的权重,例如能够通过下式的减少函数来计算针对减法运算候补成分的加权。

[0152] (数4)

[0153]

$$\text{weight}_{i,j} = \text{weight}_{i,j}^{\text{move}} \times \text{weight}_{i,j}^{sr} = \exp\left(-\frac{\overline{\sigma}_{i,j}^2}{2 \cdot \text{gamma}^2}\right) \times \exp\left(-\frac{\overline{\sigma}_{i,j}^2}{2 \cdot \text{delta}^2}\right)$$

[0154] 在上述的具体例中,使用了越是推定为雾状伪像的场所使weight越接近1的减少函数,但是也可以使用该具体例以外的减少函数。另外,在本实施方式中,在分散值计算部8102、平均值计算部8103中基于多个帧的每个像素的值进行了计算,但是例如即使使用通过核心尺寸 $m \times n$ ($m \geq 0, N \geq 0$) 赋予的范围的像素数据也可进行计算。另外,在本实施方式中,根据亮度值的分散求出与运动相关的加权,但是也可以使用在进行块匹配时使用的评价值,例如SAD(Sum of Absolute Difference绝对差值和)等来进行计算。

[0155] 返回到图24,向最佳亮度值推定部91和减法运算成分计算部101输出在权重计算部81中得到的平均图像frameAve。另外,把在权重计算部81中得到的减法运算权重weight在通过LPF部12-3实施了LPF处理后,输出给减法运算成分计算部101。最佳亮度值推定部91推定输入的数据的最佳亮度值base(基础)。

[0156] 图26表示最佳亮度值推定部91(图24)的内部结构。最佳亮度值推定部91具有图示的结构。背景亮度值搜索部9101搜索输入的数据的最小值,即平均图像frameAve内的最佳亮度值min,调整部9102例如使用参数epsilon对得到的最小值min进行调整。即,最佳亮度值推定部91进行下式所示的计算,计算最佳亮度值base(基础)。

[0157] (数5)

$$[0158] \quad \text{base} = \min(\text{frameAve}) \times \text{epsilon}$$

[0159] 在本实施方式中通过上述那样的方法求出最佳亮度值base,但是并不需要限于此。因为最佳亮度值base是推定出了雾状伪像等噪声部本来会具有的亮度值而得到的值,因此优选例如可以从图像的柱状图使用判别分析法等自动地计算最佳亮度值以外的任意的亮度值。另外,也可以由用户赋予任意的亮度值。

[0160] 如此,通过推定最佳亮度值能够进行调整,从而控制经由后述的处理得到的减法运算候补成分,不会过度地减去被推定为雾状伪像的部位的亮度。由此,可使经由后述的处理再构成的诊断图像不含有不协调感。

[0161] 返回图24,向减法运算成分计算部101输出在最佳亮度值推定部91中得到的最佳亮度值base。在减法运算成分计算部101中推测关注帧的雾状伪像成分,作为减法运算成分进行计算。

[0162] 图27表示减法运算成分计算部101(图24)的内部结构。减法运算成分计算部101具有图示的结构。减法运算器13-5从通过权重计算部81(图24)计算出的平均图像frameAve减去通过最佳亮度值推定部91(图24)计算出的最佳亮度值base,计算减法运算候补成分。

[0163] 附带条件乘法运算部10101根据计算出的减法运算候补成分和减法运算权重weight来计算减法运算成分diffData。调整部10102例如使用参数alpha对得到的减法运算成分diffData进行调整。减法运算成分计算部101例如基于下式对各个像素(i,j)中的每个像素计算减法运算成分diffData。

[0164] (数6)

$$[0165] \quad \text{diffData}_{i,j} = \alpha \times (\text{frameAve}_{i,j} - \text{base}) \times \text{weight}_{i,j}$$

[0166] 图28表示附带条件乘法运算部10101(图27)的处理的具体例。在图28中对在附带条件乘法运算部10101中执行的处理的流程图进行了图示。在S301中,分别取得平均图像frameAve、最佳亮度值base、减法运算权重weight。在S302中,设定关注像素(像素),从关注像素的亮度值减去最佳亮度值base,计算减法运算候补成分。在S303中,判定减法运算候补成分是否为正。在减法运算候补成分为正时向S303前进,在为负时向S305前进。

[0167] 在S304中,由于减法运算候补成分为正,因此乘以减法运算权重weight来决定减法运算值。在S305中,由于减法运算候补成分为负,因此具有比最佳亮度值低的亮度值。在此使减法运算值为0,从而不进行处理。在S306中,判定是否决定了全部关注像素的值。在决定了全部关注像素的值时结束,在不是时向S302前进来决定下一关注像素的值。

[0168] 返回图24,把在减法运算成分计算部101中得到的减法运算成分diffData在通过LPF部12-4实施了LPF处理后输出给调整部7101。调整部7101如上述那样执行基于数1式子的处理。如此,从背景减法运算部71向图像再构成部111(图15)输出降低了雾状伪像的nrG_n成分。图像再构成部111使用减去了雾状伪像成分的nrG_n成分、L₀成分、L₁成分,进行高斯金字塔的再构成处理。

[0169] 图29表示图像再构成部111(图15)的内部结构。图像再构成部111具有图示的结构。将输入的nrG_n成分输入到上采样部4101-1-2、4101-2-2,接受上采样处理。将进行上采样后的成分与L_n成分一起输入到加法运算器14-1、14-2,接收加法运算处理。

[0170] 如此,得到降低了雾状伪像,优选消除了雾状伪像的图像数据nrG₀。图像数据nrG₀具有与输入到图像处理部20的图像数据G₀同等的采样密度、分辨率。

[0171] 在图29中对各成分的频带的具体例进行了图示。nrG₂是基于G₂(图16)得到的成分,频带为0~f/4。另外,L₀的频带为f/2~f,L₁的频带为f/4~f/2(图18)。并且,nrG₀因为是基于nrG₂和L₁和L₀的相加而得到的,所以频带为0~f。即,在图像再构成部111中再构成的nrG₀成为与作为原图像的图像G₀相同的频带。

[0172] 另外,在上述的实施例中,得到了G₀成分、G₁成分、L₀成分、L₁成分和减去了雾状伪像成分的nrG₂成分,但是不需要限于此,可以使用更多的层。另外,在上述实施例中,优选通过n≥1的层G_n成分进行雾状伪像降低处理,对降低了雾状伪像的nrG_n成分一边进行上采样一边相加L_k成分(0≤k≤n),由此减轻通过单纯的滤波等看到的“发粘感”,可进行更加没有

不协调感的诊断图像的再构成。

[0173] 向显示处理部30发送在图像再构成部111中再构成的图像数据nrG₀,由此,在显示部40中显示降低了雾状伪像,优选消除了雾状伪像的超声波图像。如此,例如通过不大幅减少心肌信息,而有效地降低雾状伪像,能够显示可视性好的超声波图像(例如B模式图像)。

[0174] 图30表示图像处理部20的变形例(第二实施例)。与图15的图像处理部20的不同点在于,在图30中追加了特征计算部121,在雾状伪像的推定中,除了使用组织的运动和组织的构造这两个特征以外,还使用第三个以上的特征。在此,关于通过特征计算部121求出的所谓的第三个以上的特征,例如举出了组织的方向、帧方向的差分、图像的颜色信息等。

[0175] 在图30所示的具体例中,为了将处理具体化设为 $n=2$,利用从G₂成分到G₄成分来得到特征推定值F_{tr},但是并不需要限于此,可以输入生成的G_n成分中的至少一个以上的数据来计算特征推定值F_{tr}。

[0176] 另外,在上述变形例(第二实施例)中,表示了图像处理部20中只配置了1个特征计算部121的结构,但是并不需要限于此,也可以根据第三个以上的想要利用的特征数量来增加特征计算部121。

[0177] 图31表示数据更新部61(图30)的内部结构。数据更新部61具有图示的结构。与图22的数据更新部61的不同点在于,在图31中添加了图像数据更新部6101、构造数据更新部6102,并存在特征数据更新部6103。特征数据更新部6103使用通过特征计算部121(图30)生成的当前帧的特征推定值F_{tr}来对保存当前帧以前的构造数据的multiF_{tr}缓冲进行更新。

[0178] 在该变形例(第二实施例)中,表示了数据更新部61中只配置一个特征数据更新部6103的结构,但是并不需要限于此,也可以根据第三个以上的希望利用的特征数量来增加特征数据更新部6103。

[0179] 图32表示背景减法运算部71(图30)的内部结构。背景减法运算部71具有图示的结构。与图24的背景减法运算部71的不同点在于,在图32中作为输入增加了multiF_{tr}缓冲以及向权重计算部81输入multiF_{tr}缓冲。

[0180] 在该变形例(第二实施例)中,表示了背景减法运算部71中作为输入增加了一个multiF_{tr}缓冲的结构,但是并不需要限于此,也可以根据第三个以上的希望利用的特征数量来增加输入缓冲。另外与此相伴,也可以根据希望使用的特征数量增加向权重计算部81输入的缓冲数量。

[0181] 图33表示权重计算部81(图32)的内部结构。权重计算部81具有图示的结构。与图25的权重计算部81的不同点在于,在图33中作为输入增加了multiF_{tr}缓冲,另外,追加了平均值计算部8105,对每个像素(像素)计算在multiF_{tr}缓冲中保存的至少一个F_{tr}成分的亮度值,或者多个F_{tr}成分的平均值,以及将计算出的值通过同样追加的LPF部12-8实施低通滤波(LPF),然后输入到权重决定部8104。

[0182] 在该变形例(第二实施例)中,表示了权重计算部81中作为输入增加了一个multiF_{tr}缓冲的结构,但是并不需要限于此,也可以根据第三个以上的希望利用的特征数量来增加输入缓冲。另外与此相伴,也可以根据第三个以上的希望利用的特征数量来增加平均值计算部8105、LPF部12-8。

[0183] 图34表示图像处理部20的其他变形例(第三实施例)。关于与图15、图30的图像处理部20的不同点,举出了在图34中使用机械学习等处理事先得到的特征。与此相伴,除了图

30的第二实施例所示的结构以外,在图34中追加特征存储部131。

[0184] 例如,特征存储部131事先存储了雾状伪像部的特征和与该特征对应的返回值。此时,还可以存储在诊断中重要的心肌等的构造特征和与该特征对应的返回值。由此,通过向特征存储部131输入由特征计算部121计算出的特征,特征计算部121能够得到与各个特征对应的返回值。通过将该返回值作为特征推定值 F_{tr} 使用来进行特征的计算。

[0185] 在该变形例(第三实施例)中,表示在图像处理部20中只配置了一个特征存储部131的结构,但是并不需要限于此,也可以根据第三个以上的希望利用的特征数量来增加特征存储部131。另外还可以并用第二实施例和第三实施例。

[0186] 以上说明了以二维图像为中心的图像处理,但是也可以实施关于三维图像的雾状伪像降低处理。下采样部3101(图16)和上采样部4101(图18、图20、图29)实施了二维低通滤波,但是在处理三维图像时,优选变更为三维低通滤波。其中,例如可以在三维的各方向上实施一维低通滤波,还可以在包含任意两个方向的截面实施了二维低通滤波后,在残余的方向上实施一维低通滤波。

[0187] 另外,可以在对从发送接收部12得到的信号实施检波、对数变换等处理后,在图像处理部20降低雾状伪像,在该降低后在数字扫描变换器中执行坐标变换处理。当然,对于从发送接收部12得到的信号,也可以在图像处理部20中降低雾状伪像后,实施检波、对数变换等处理,也可以在数字扫描变换器中执行坐标变换处理后,在图像处理部20中降低雾状伪像。

[0188] 以上,说明了适合于本发明的实施方式,但是上述的实施方式只是在所有的点简单的示例,本发明的范围并不限于此。本发明在不脱离其本质的范围内包含各种变形方式。

[0189] 符号的说明

[0190] 10:探针

[0191] 12:发送接收部

[0192] 20:图像处理部

[0193] 30:显示处理部

[0194] 40:显示部。

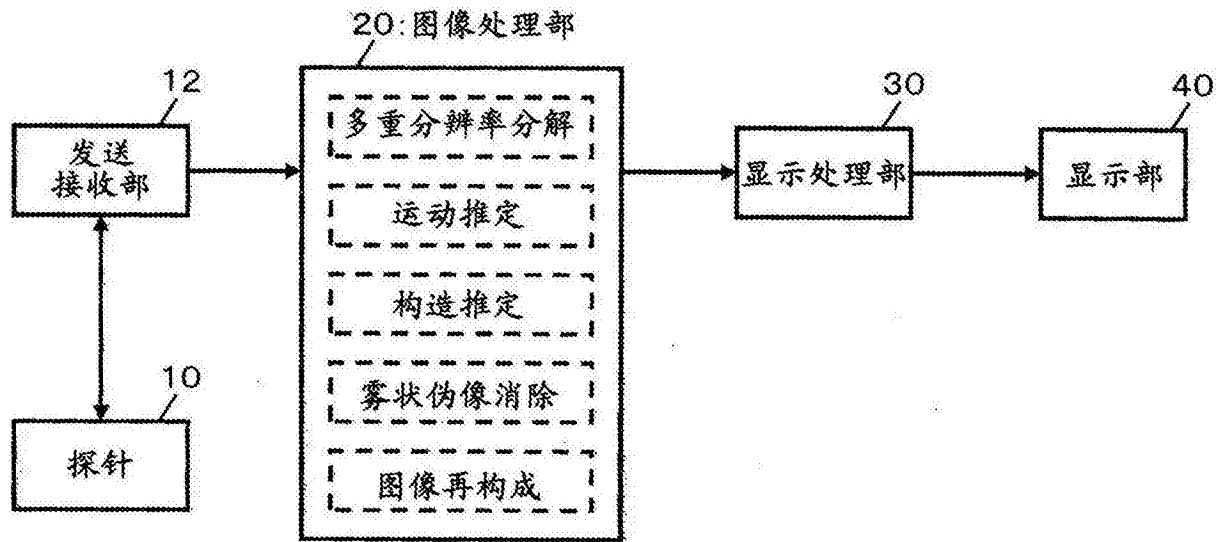
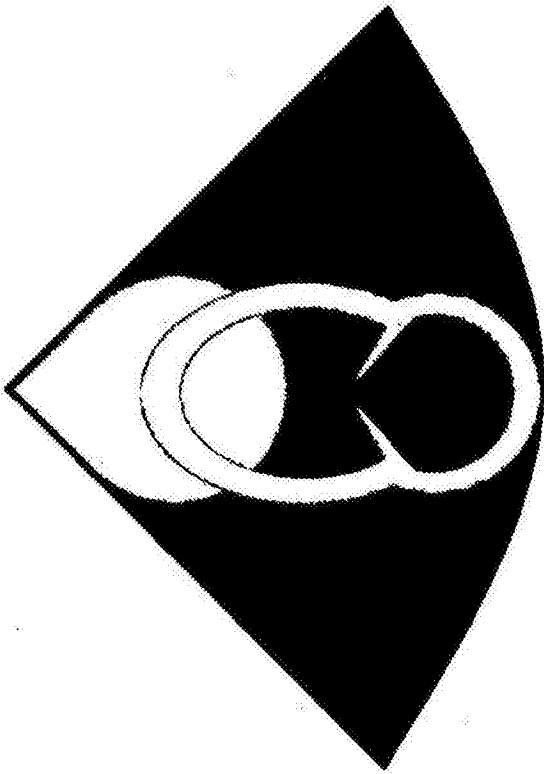
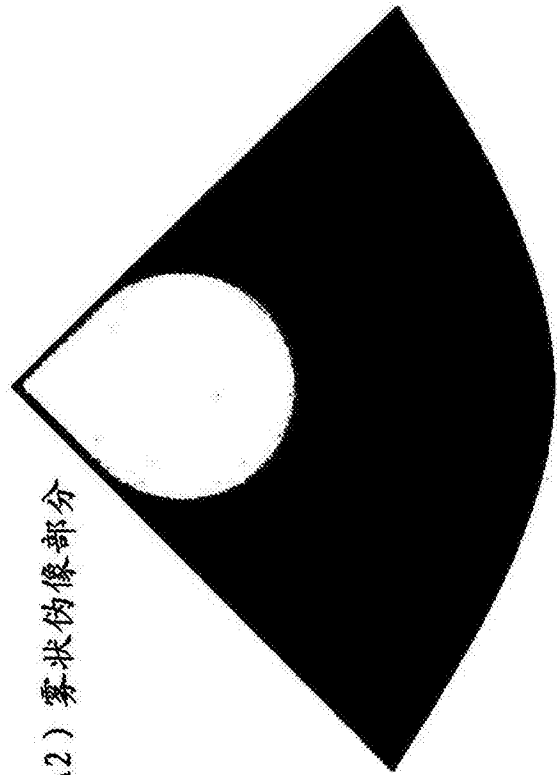


图1

(A) 包含雾状伪像的图像的具体例



(A2) 雾状伪像部分



(A1) 心肌部分

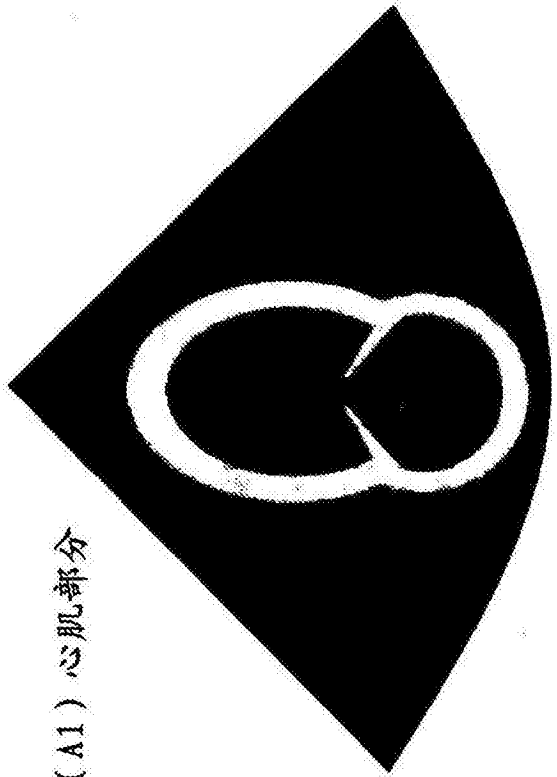


图2

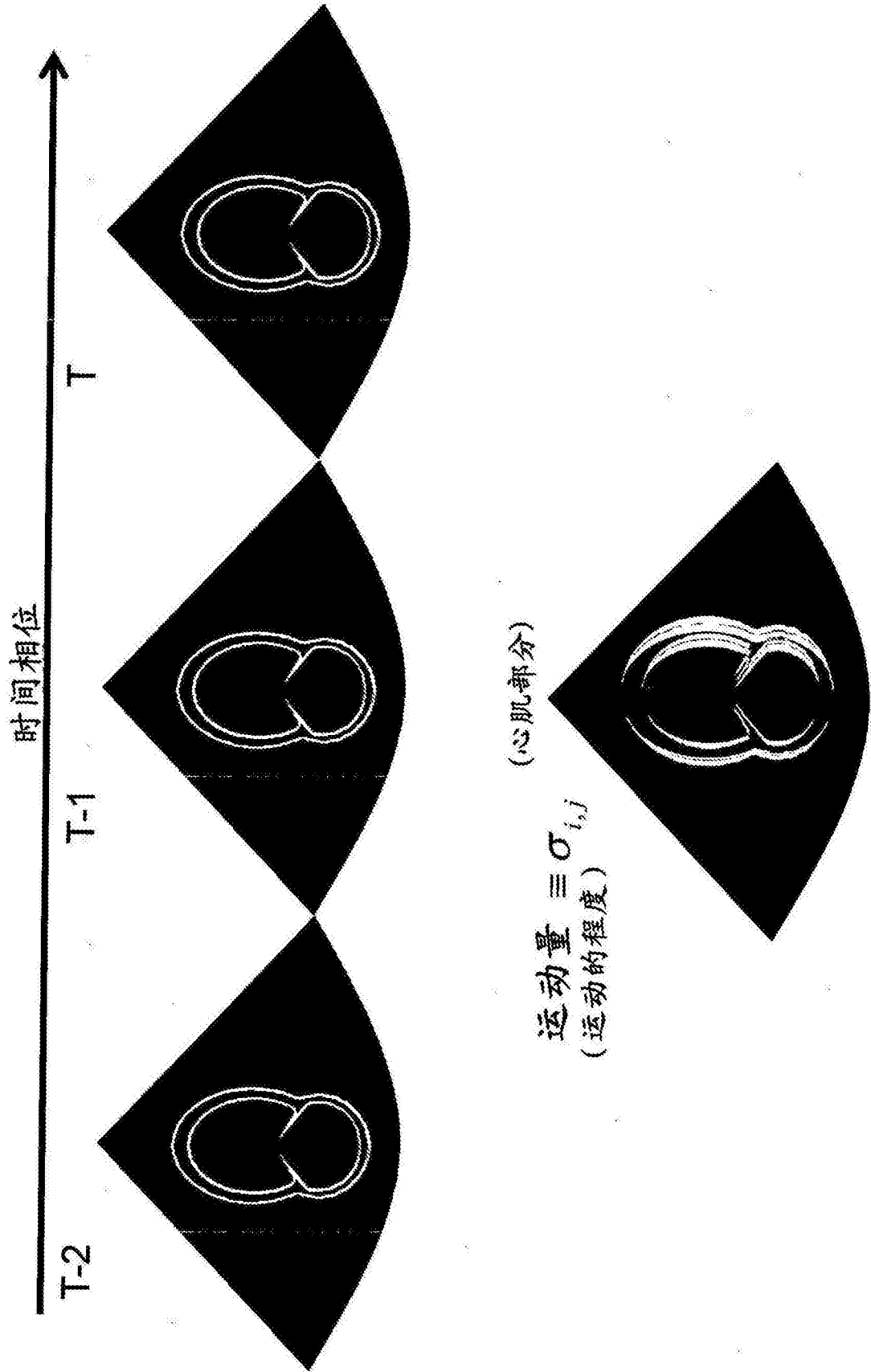


图3

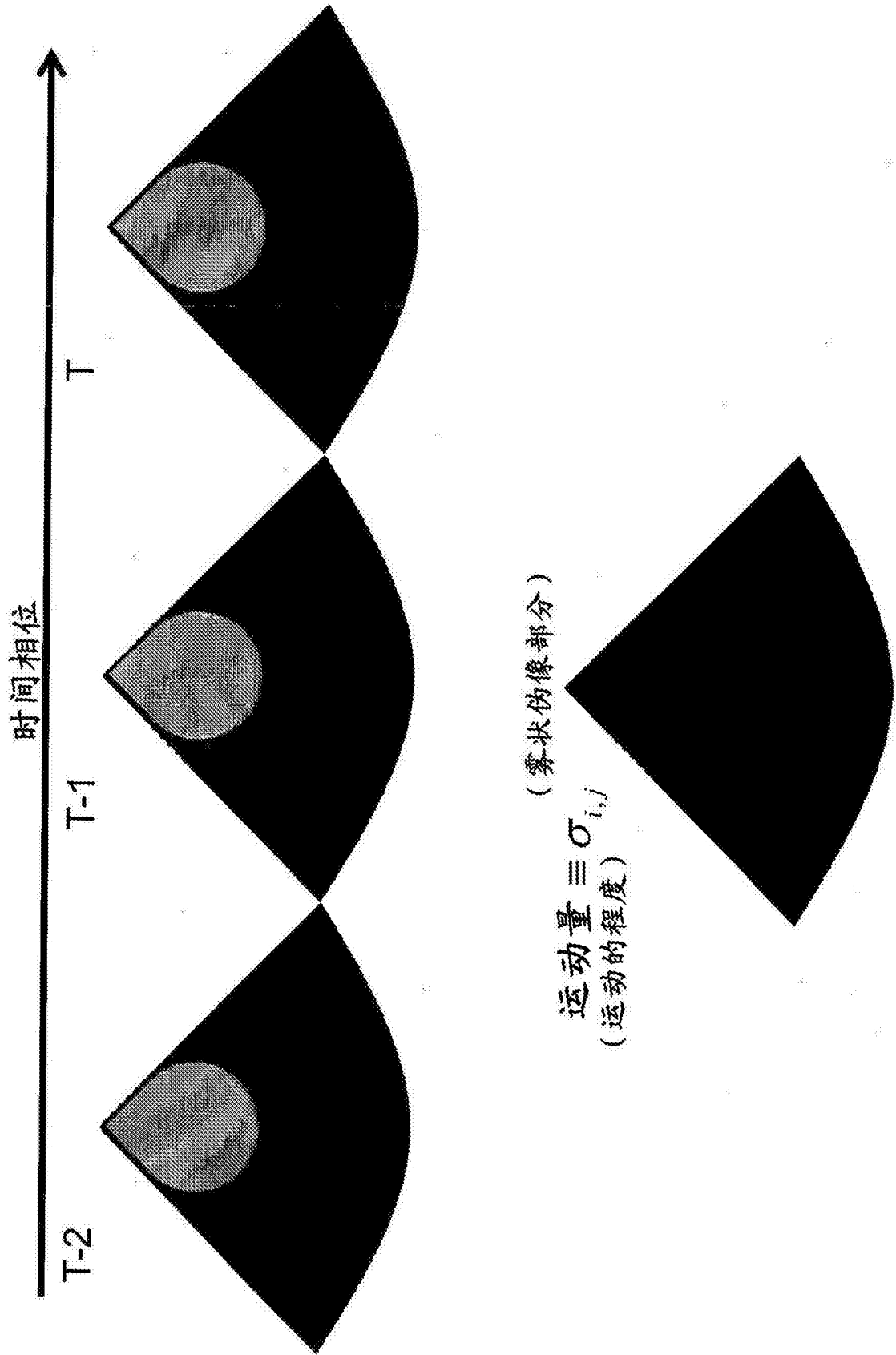


图4

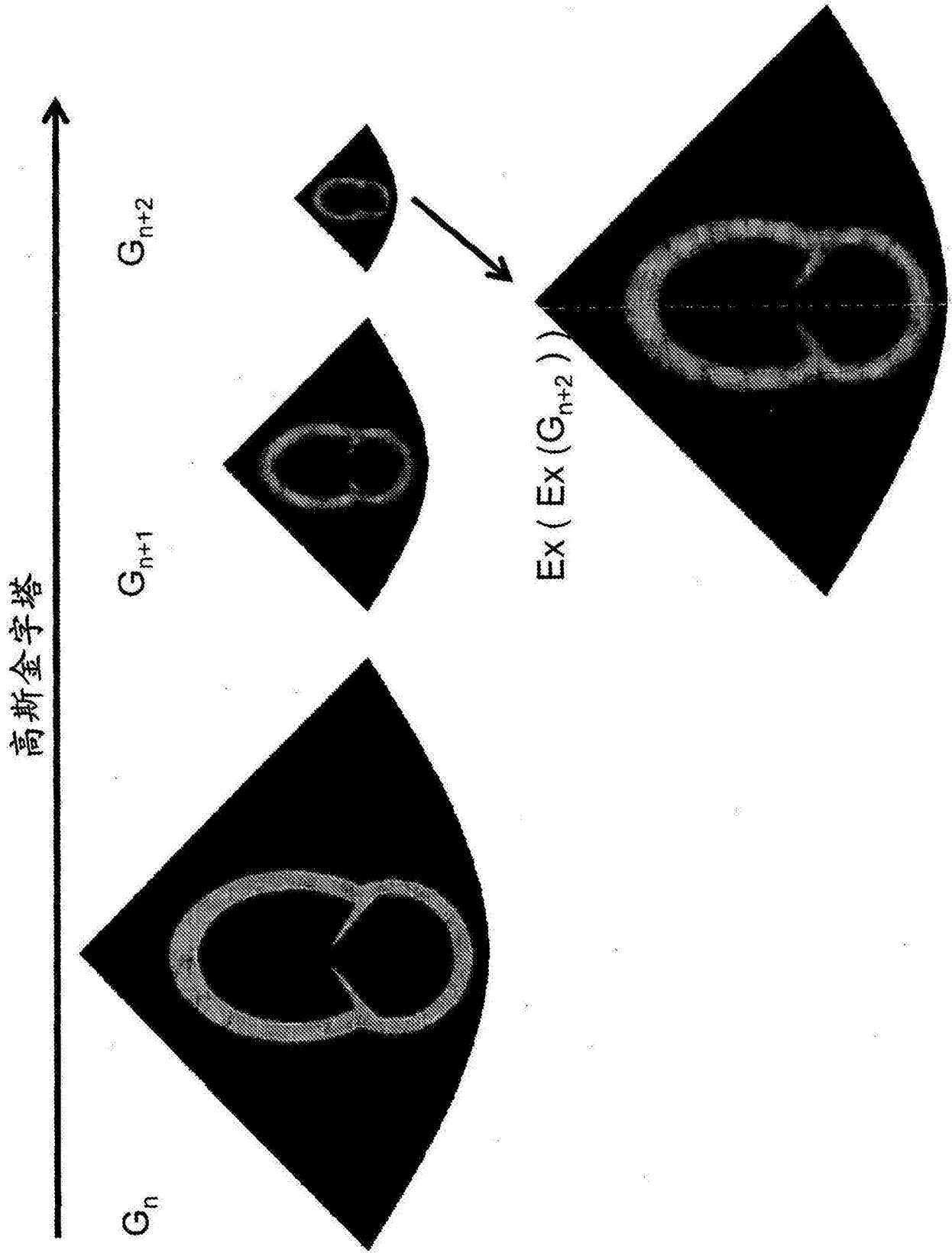


图5

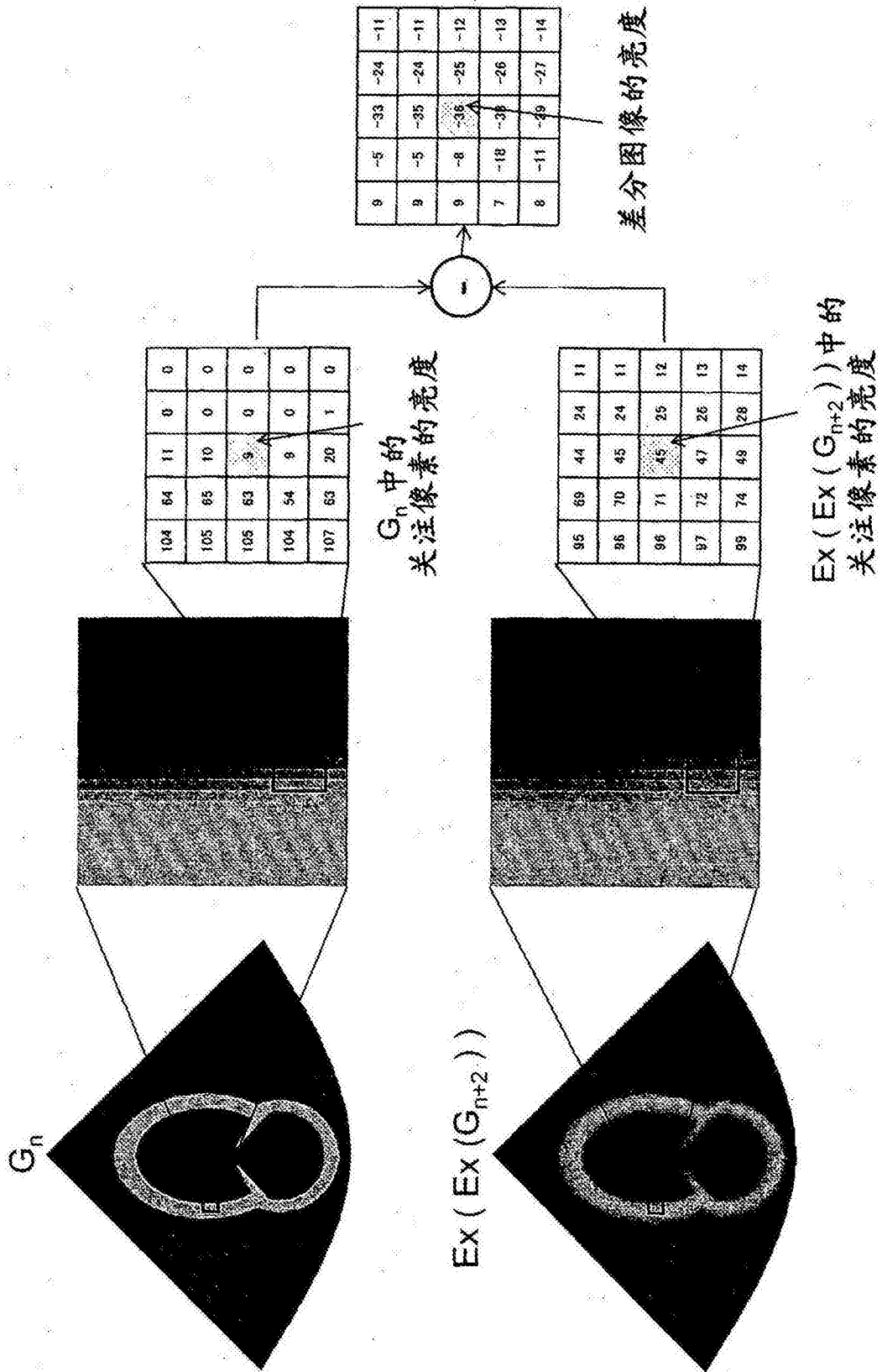


图6

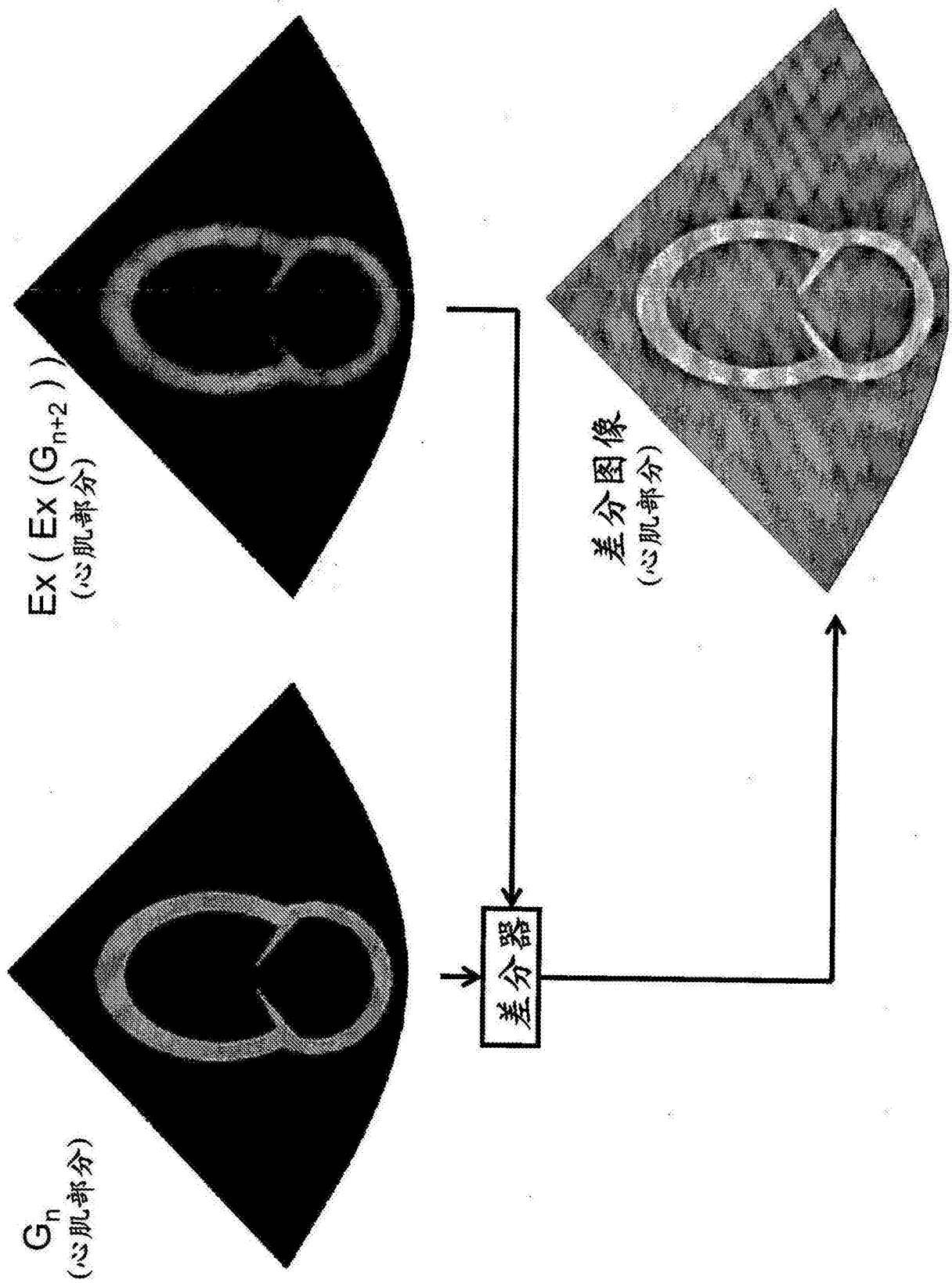


图7

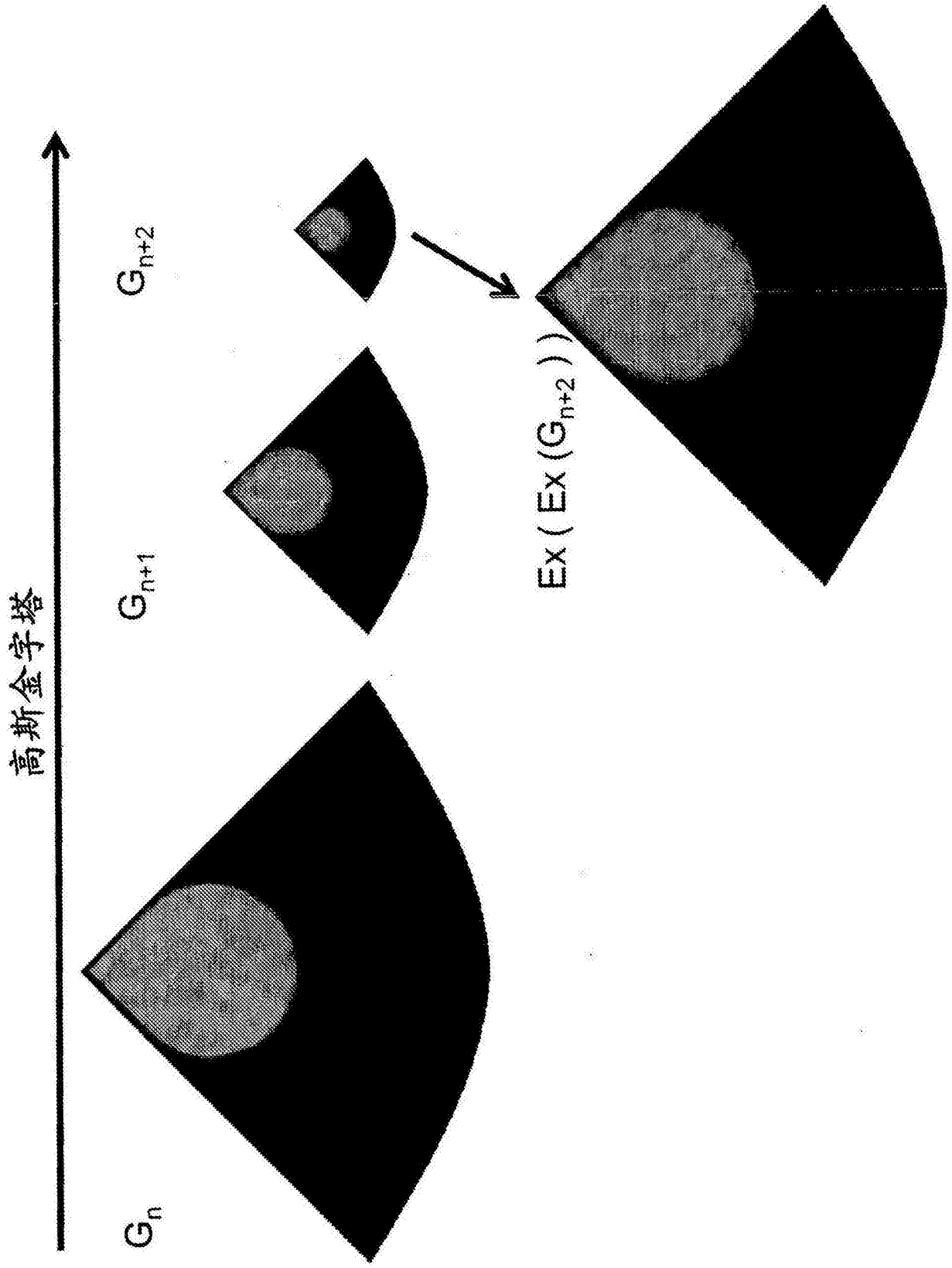


图8

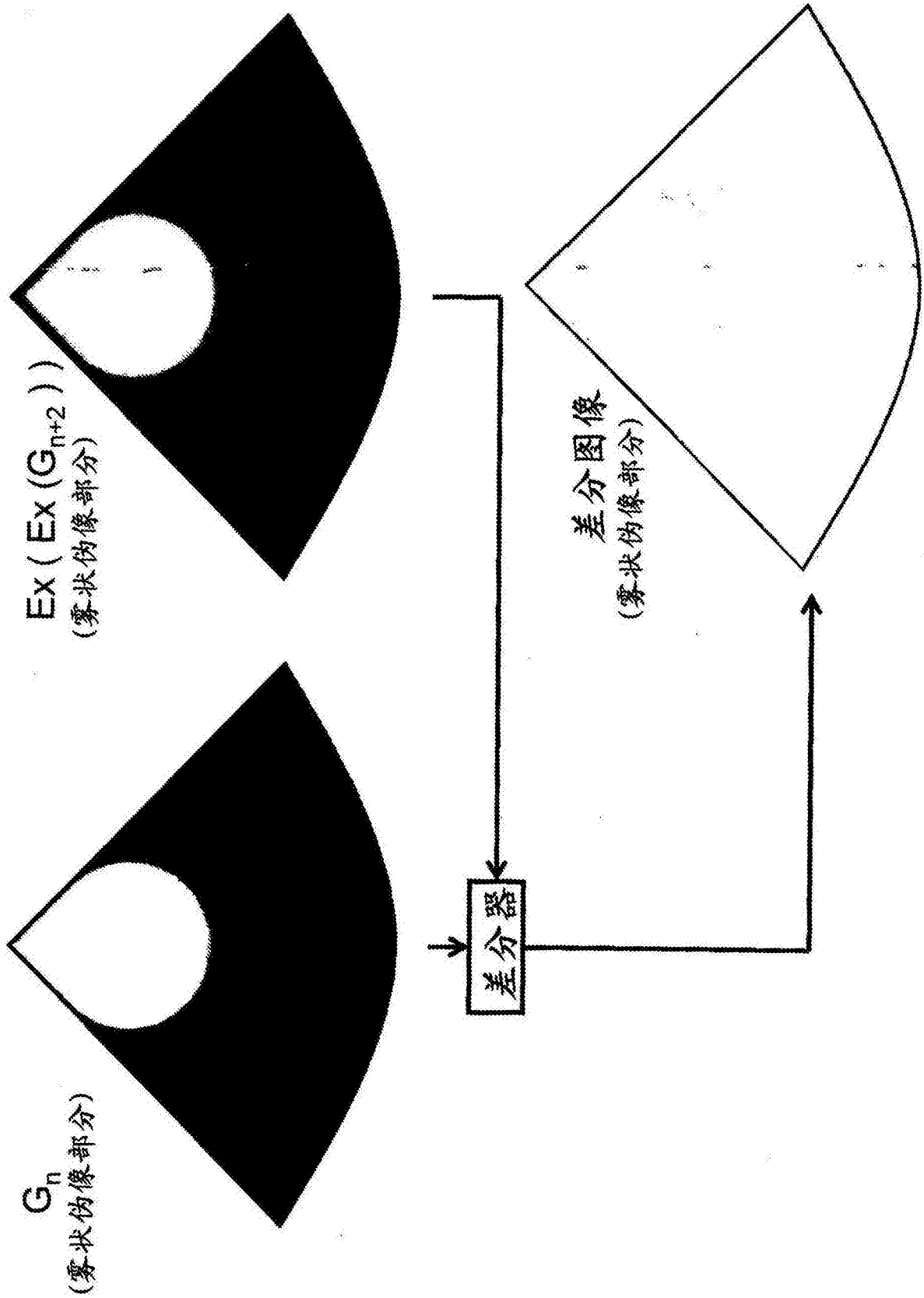


图9

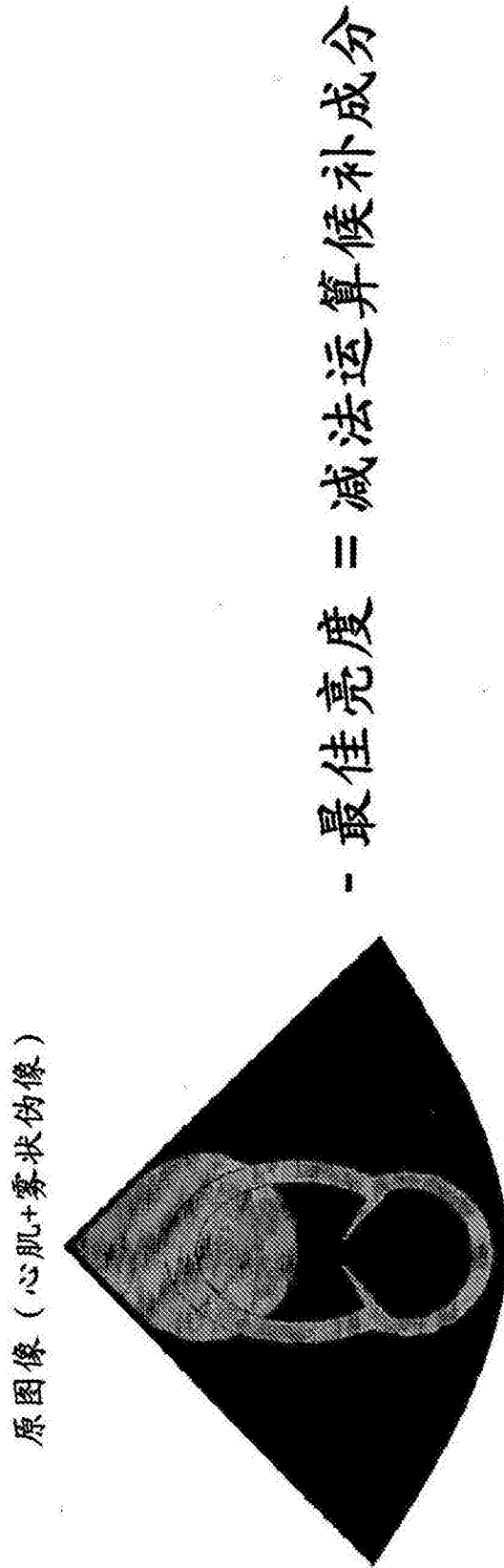


图10

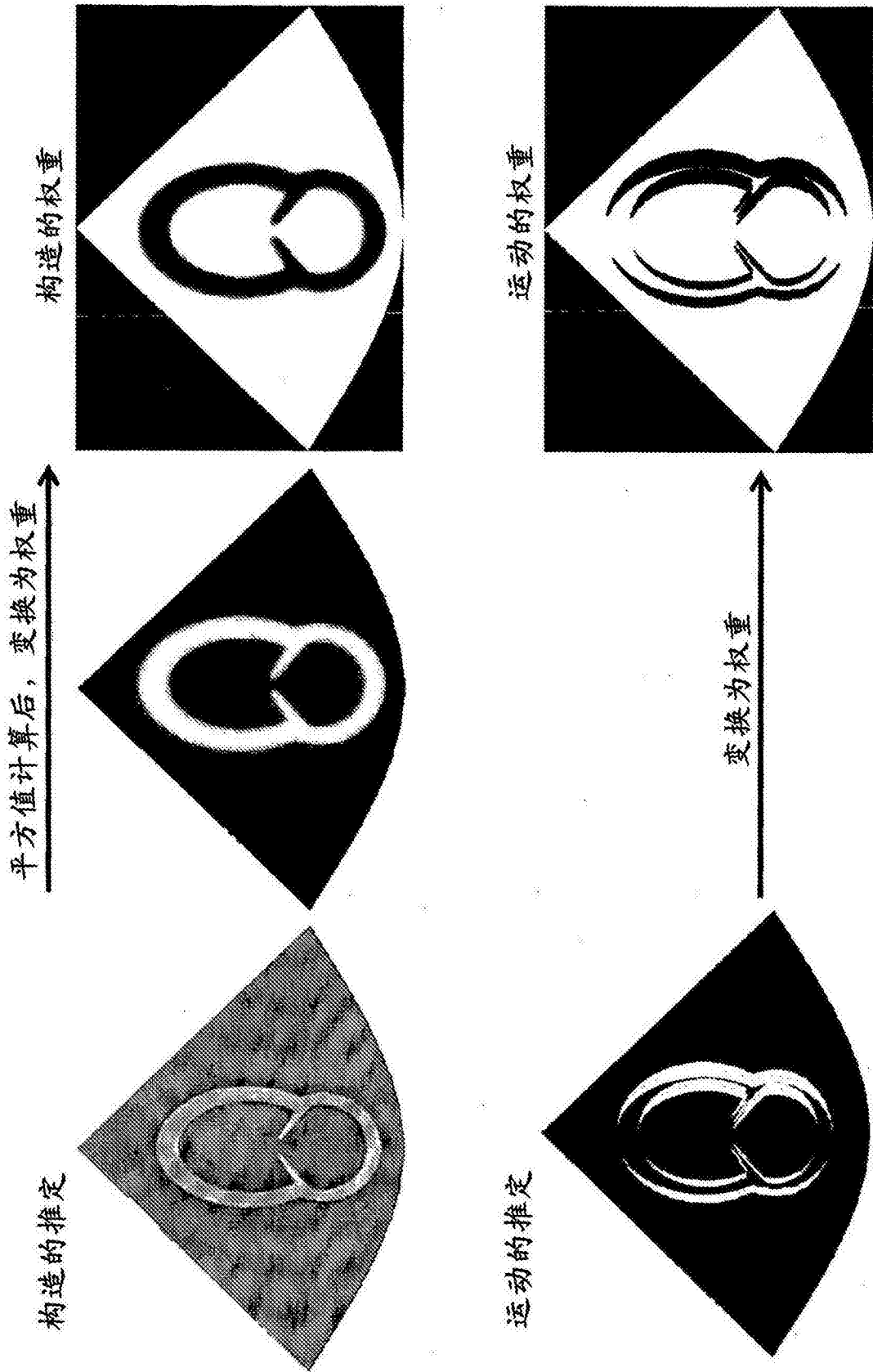
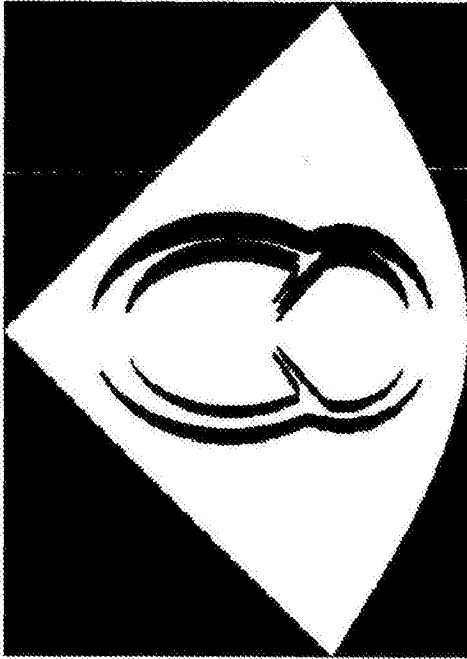
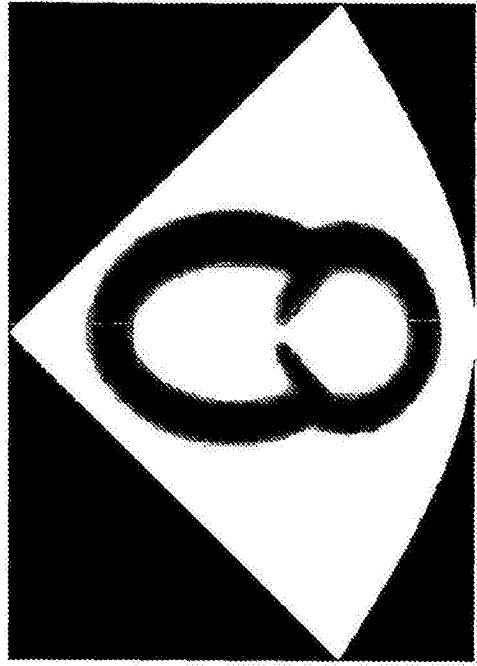


图11

运动的权重



减法运算权重



||

×

构造的权重

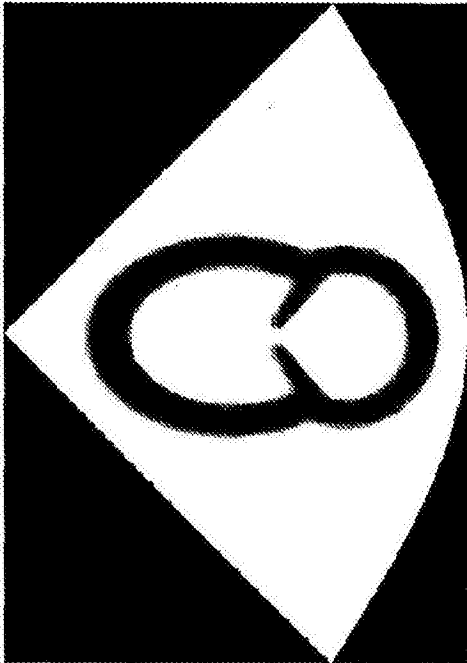


图12

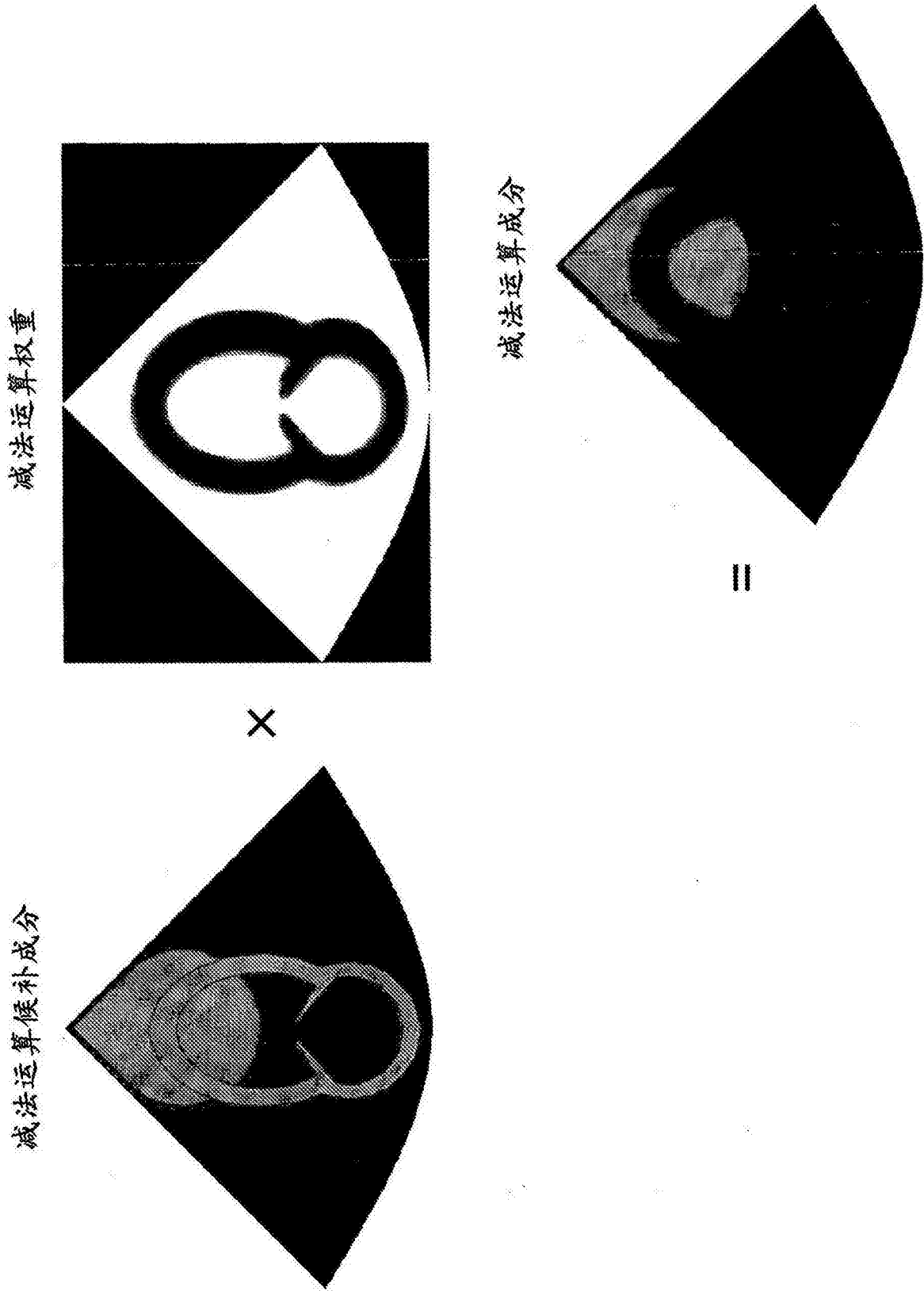


图13

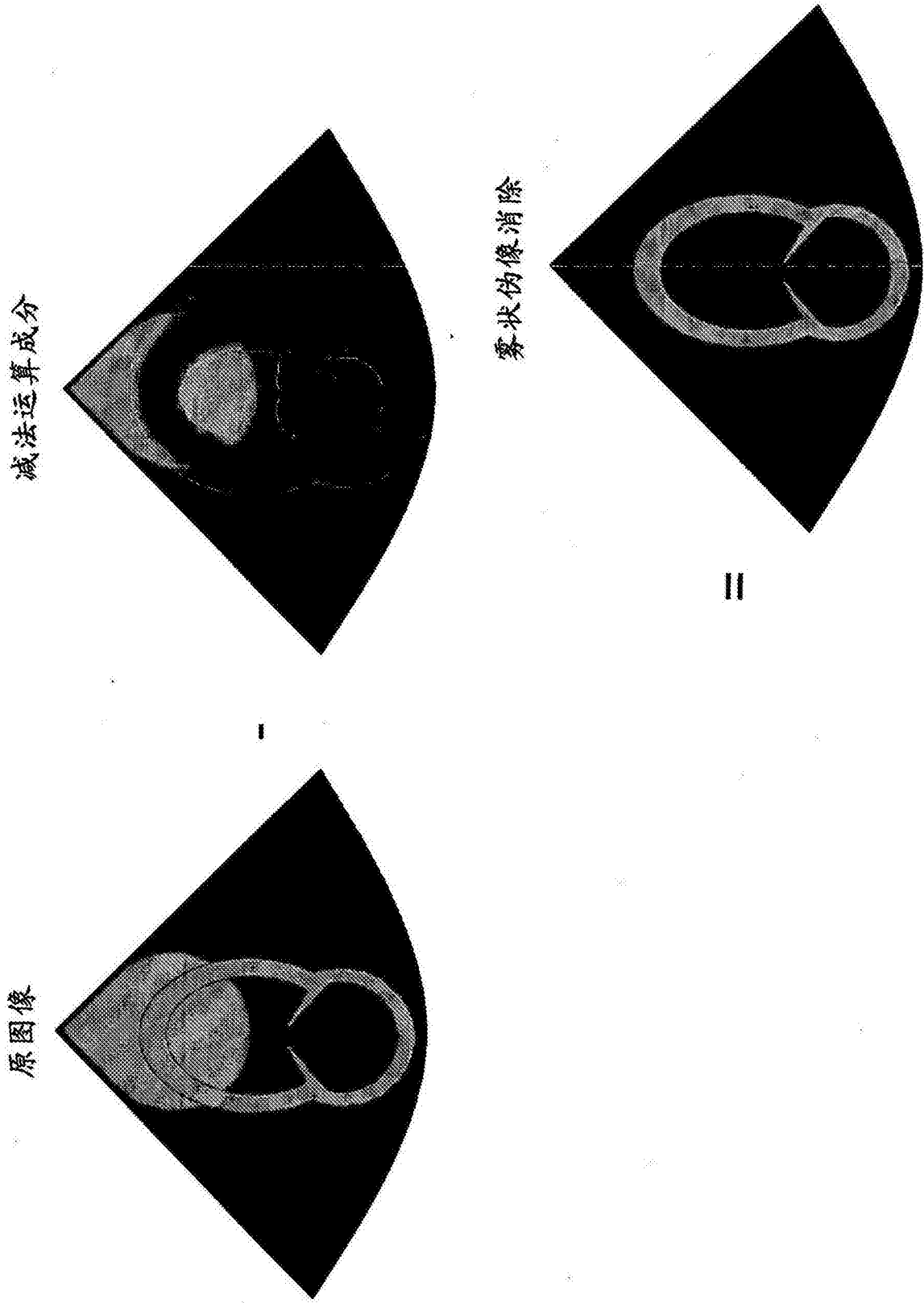


图14

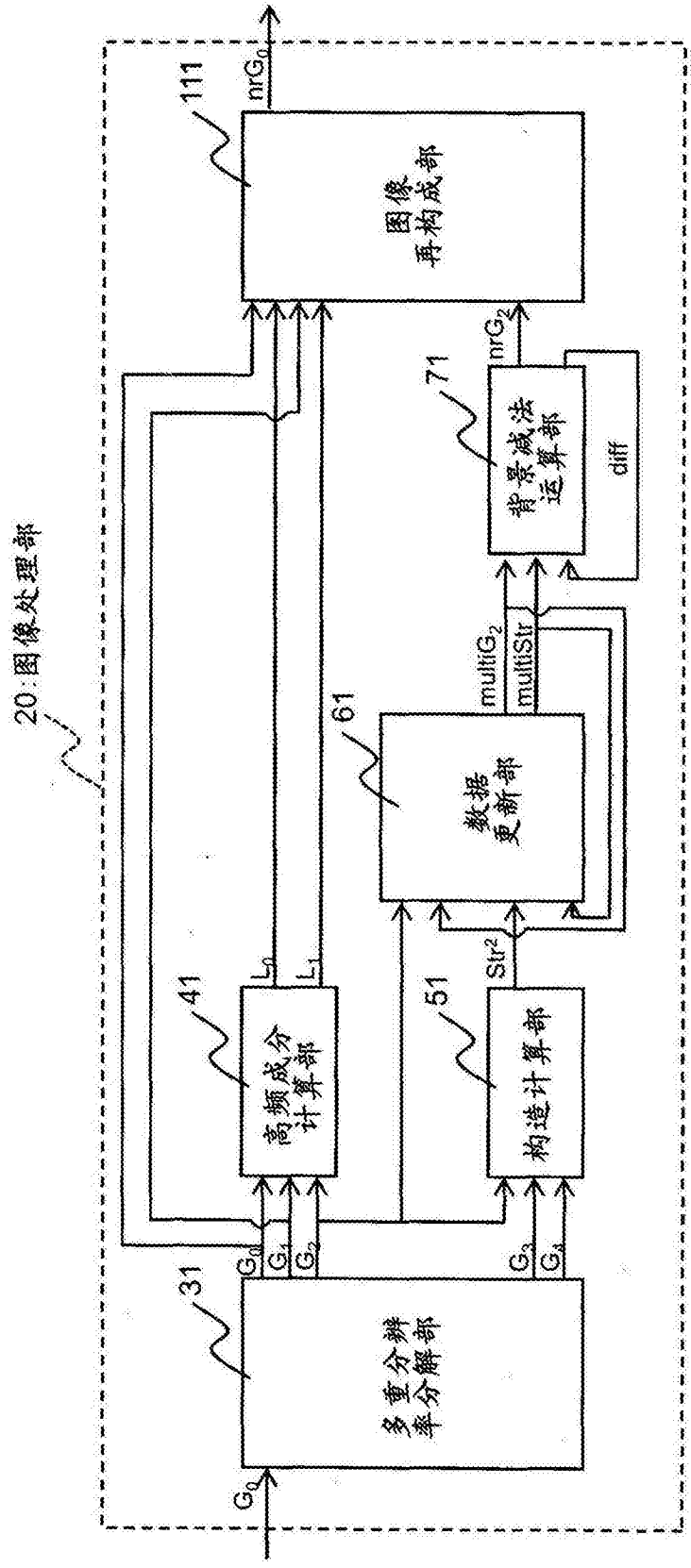


图15

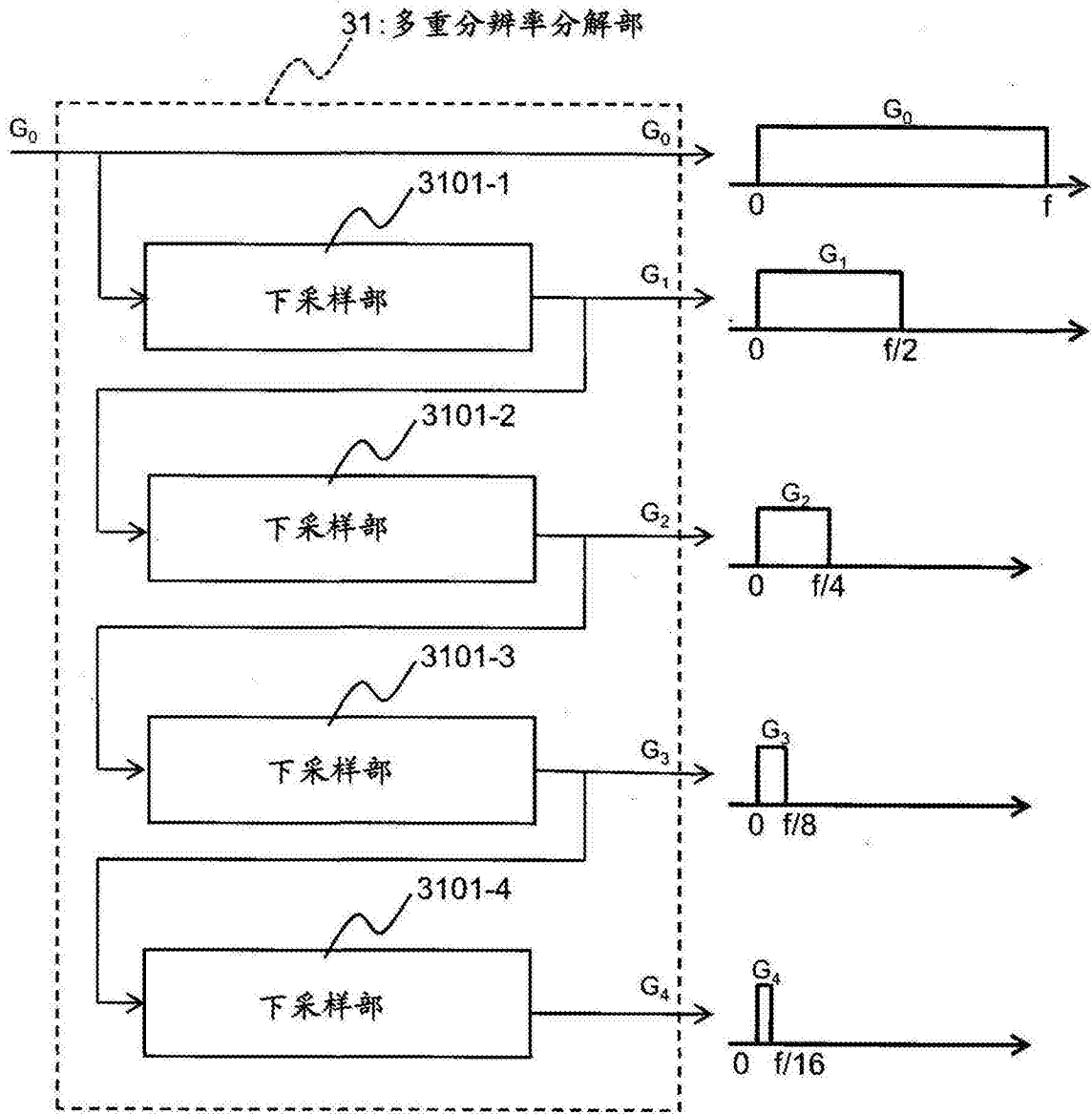


图16

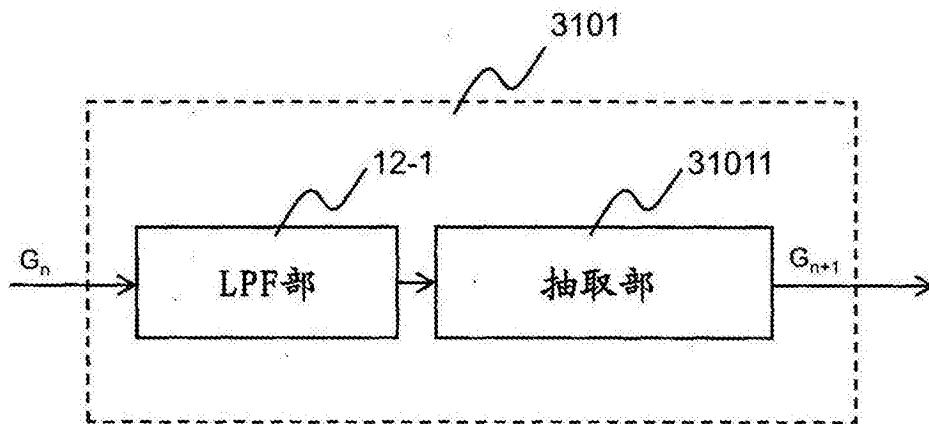


图17

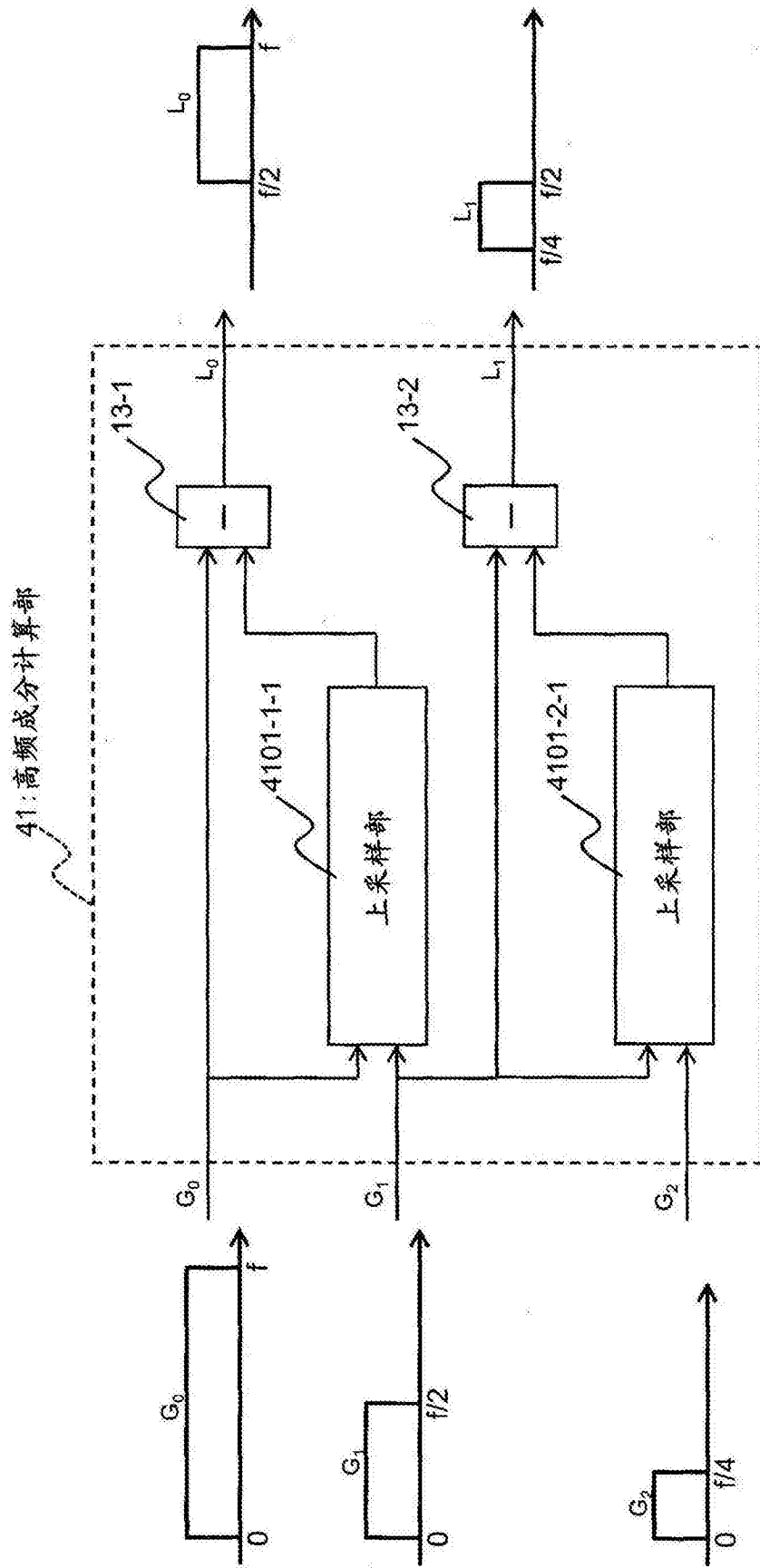


图18

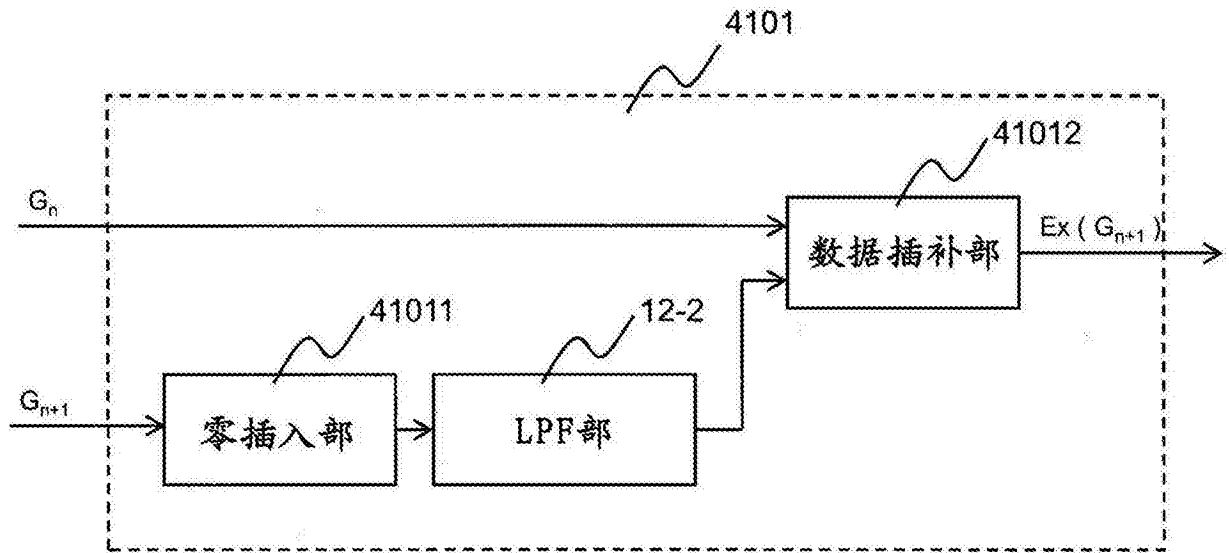


图19

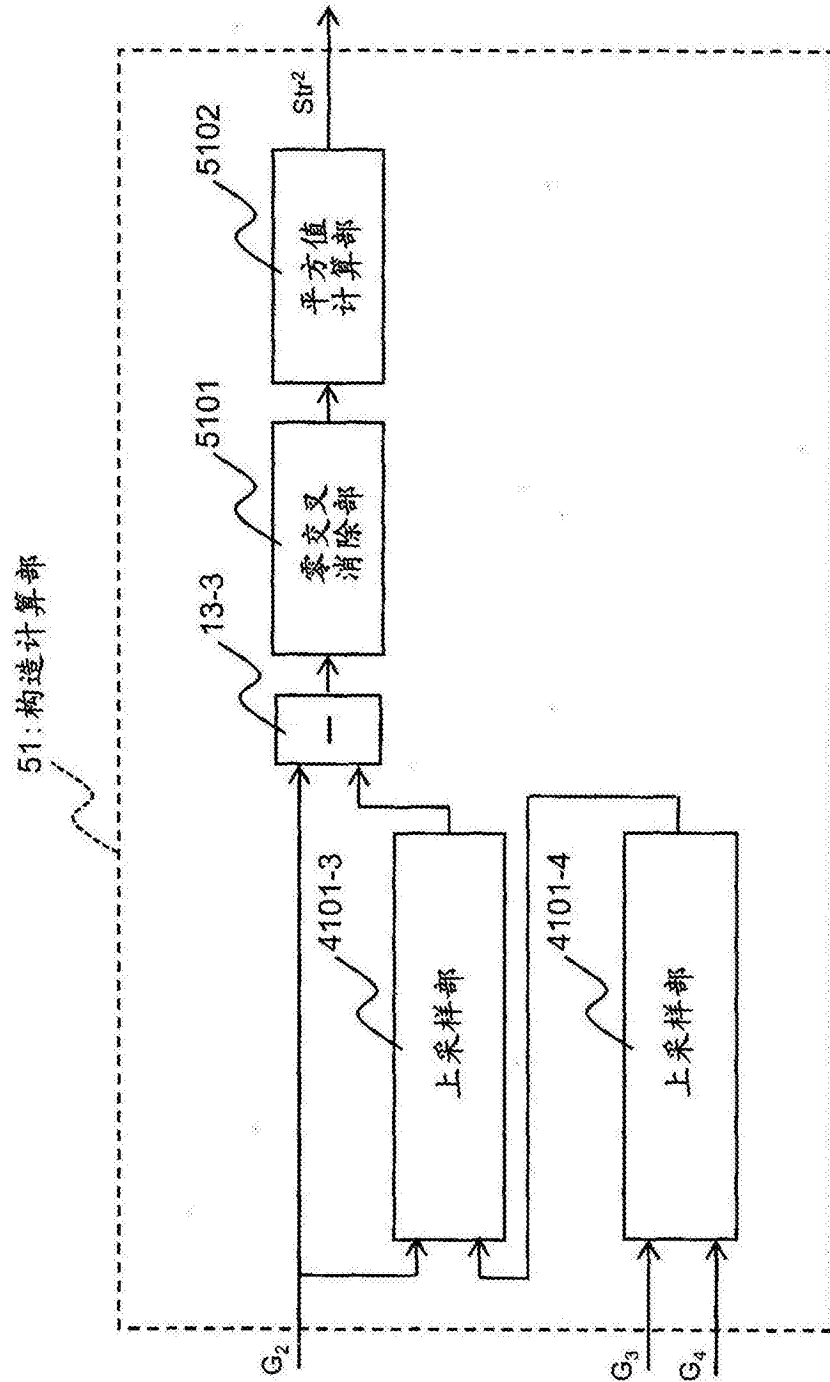


图20

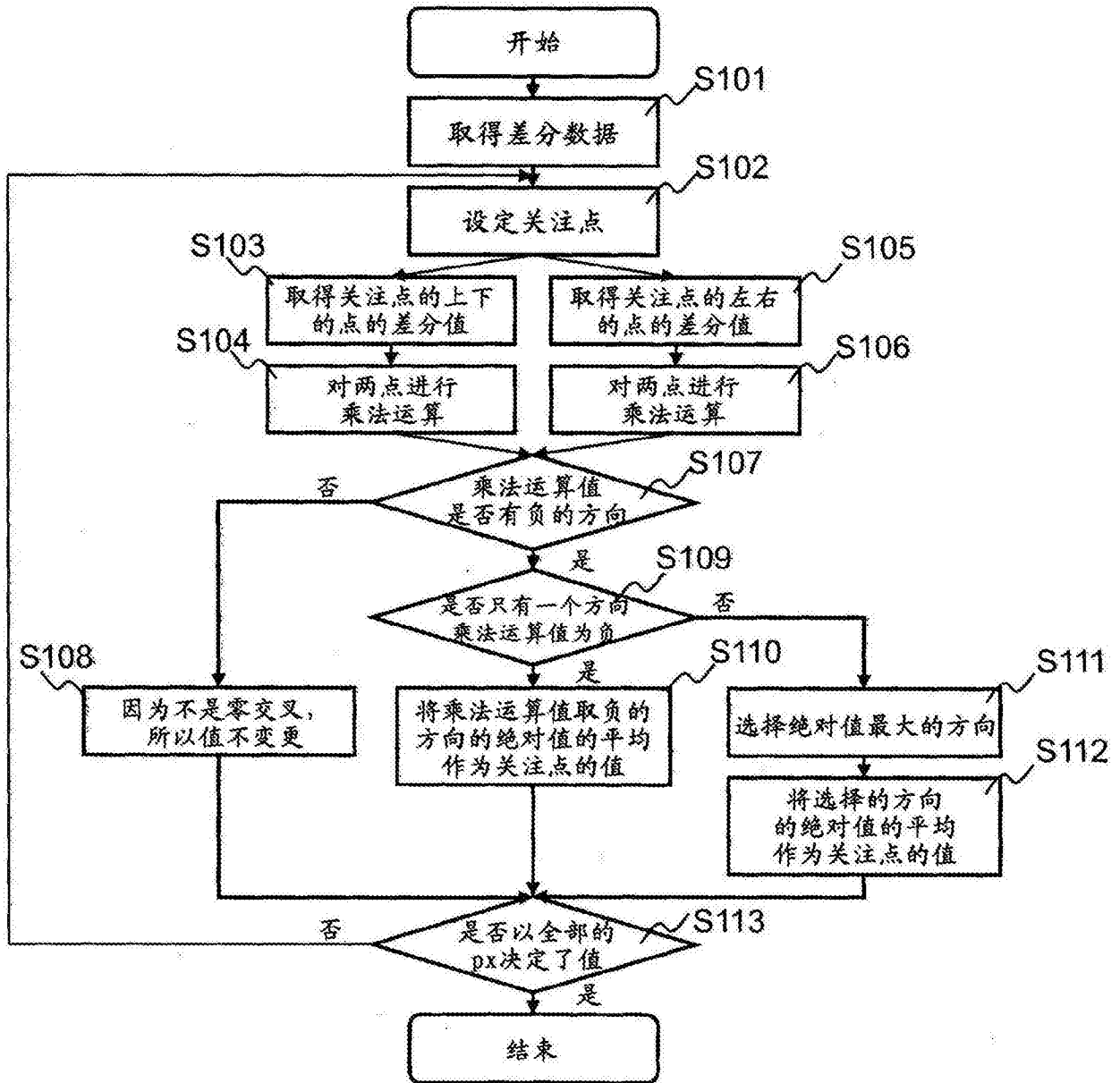


图21

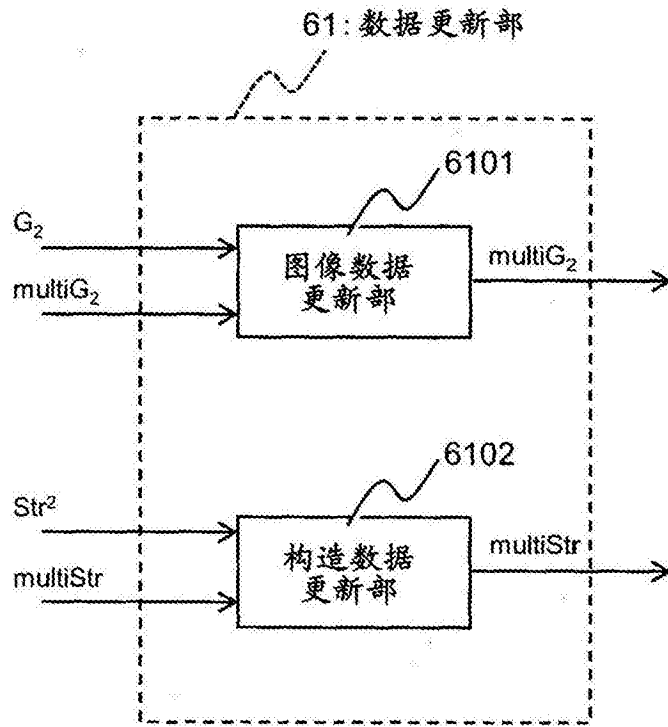


图22

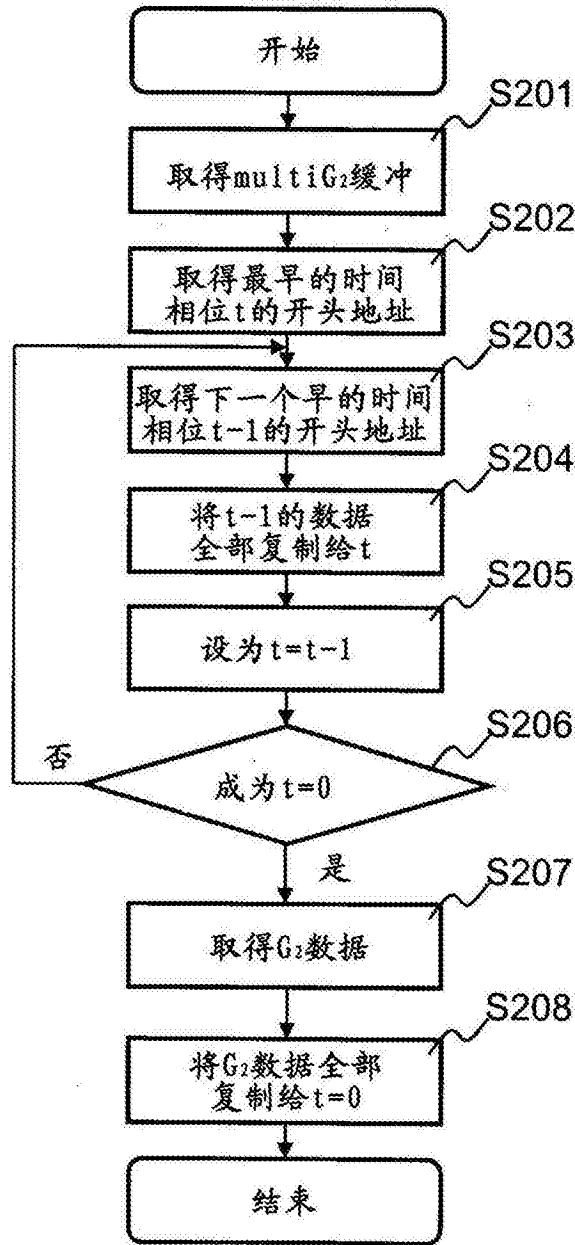


图23

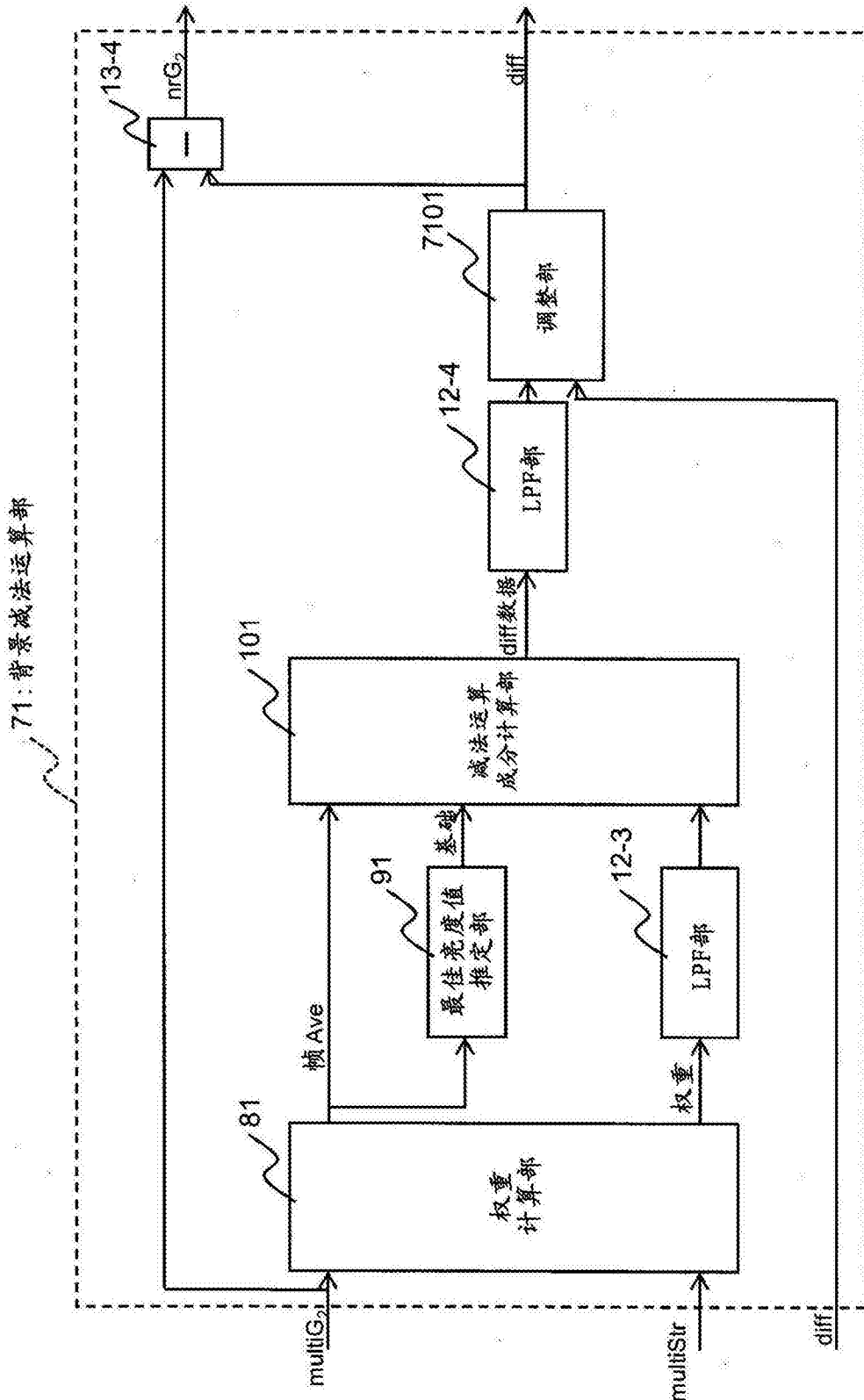


图24

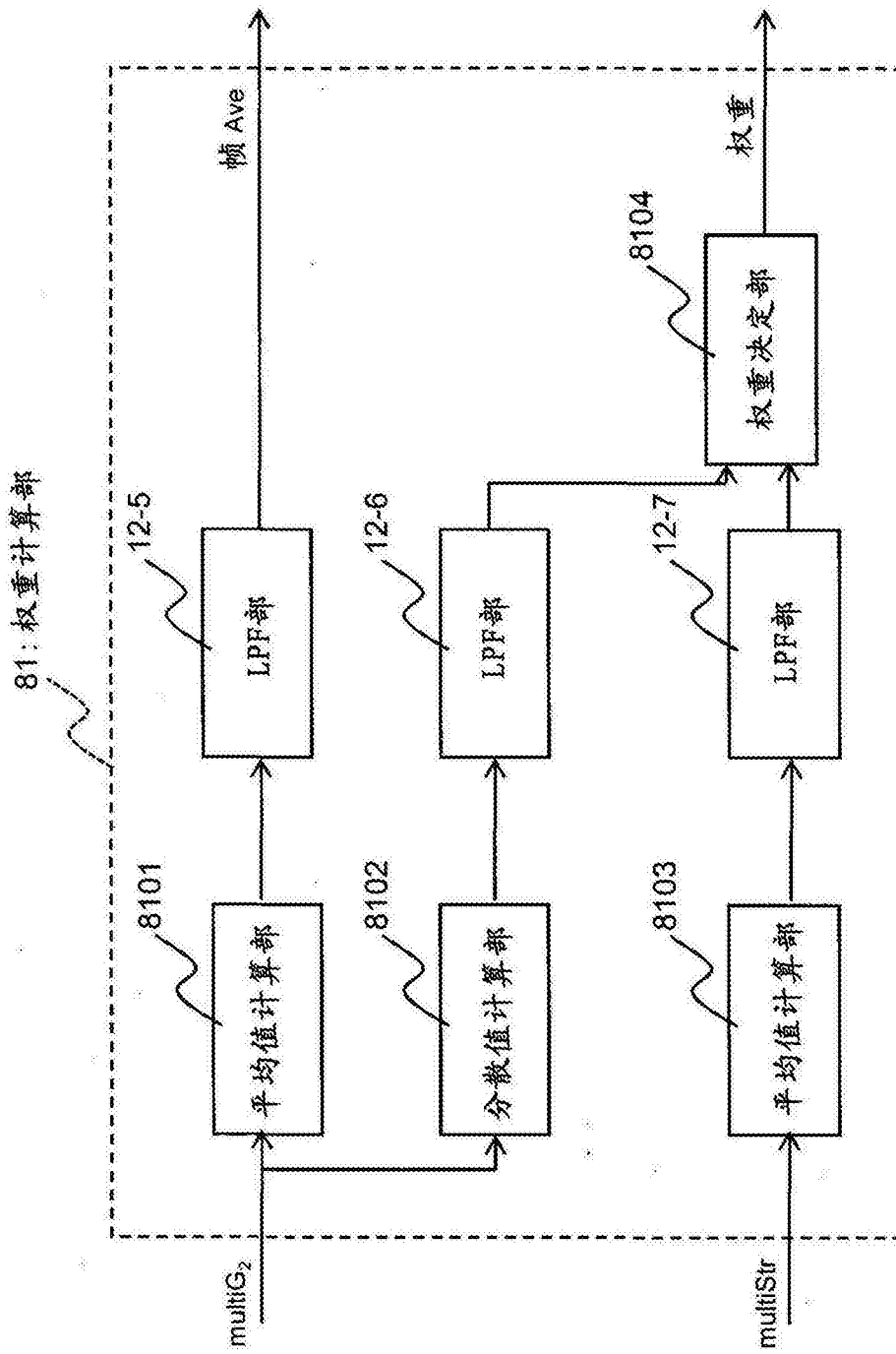


图25

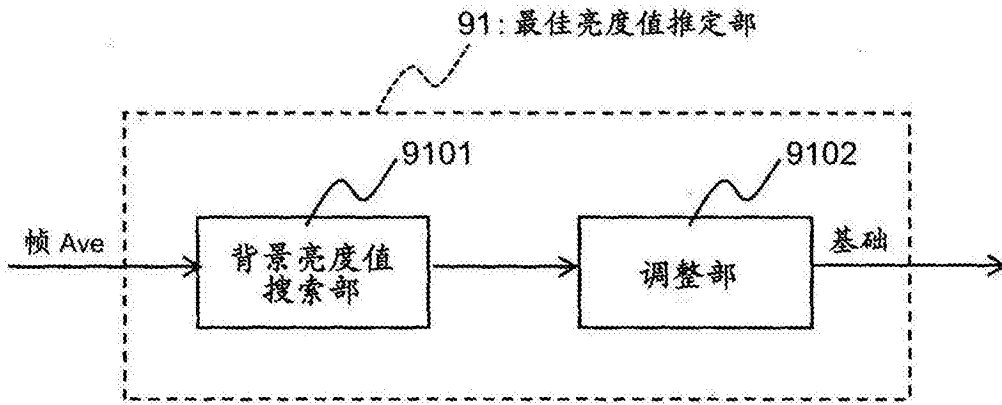


图26

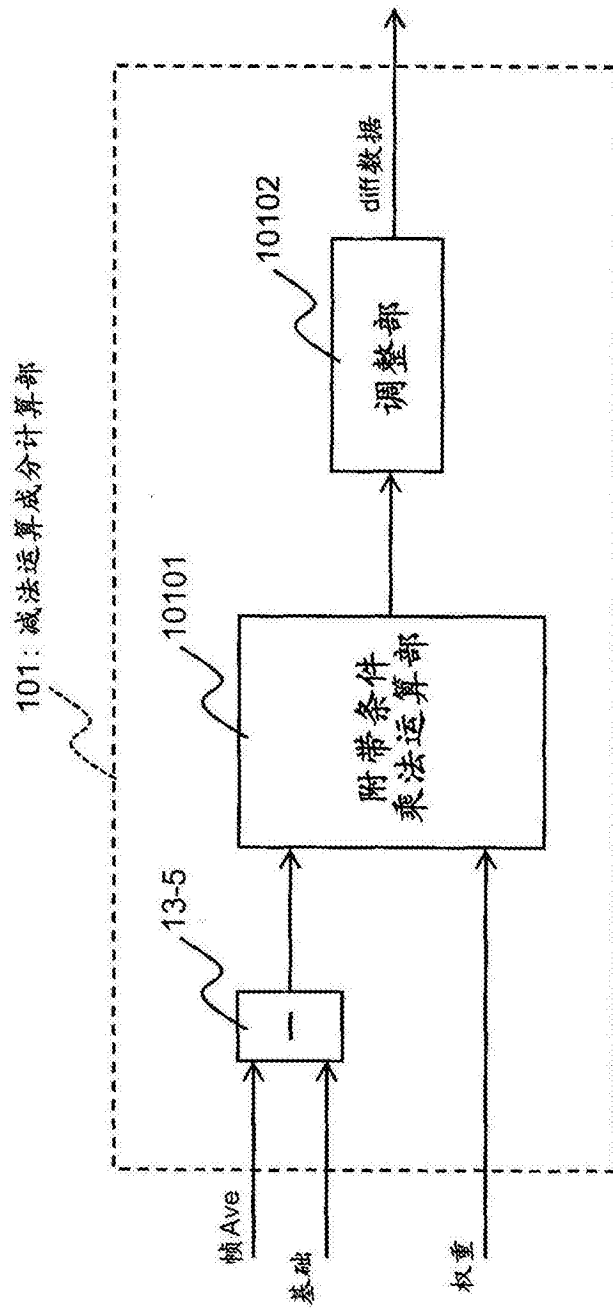


图27

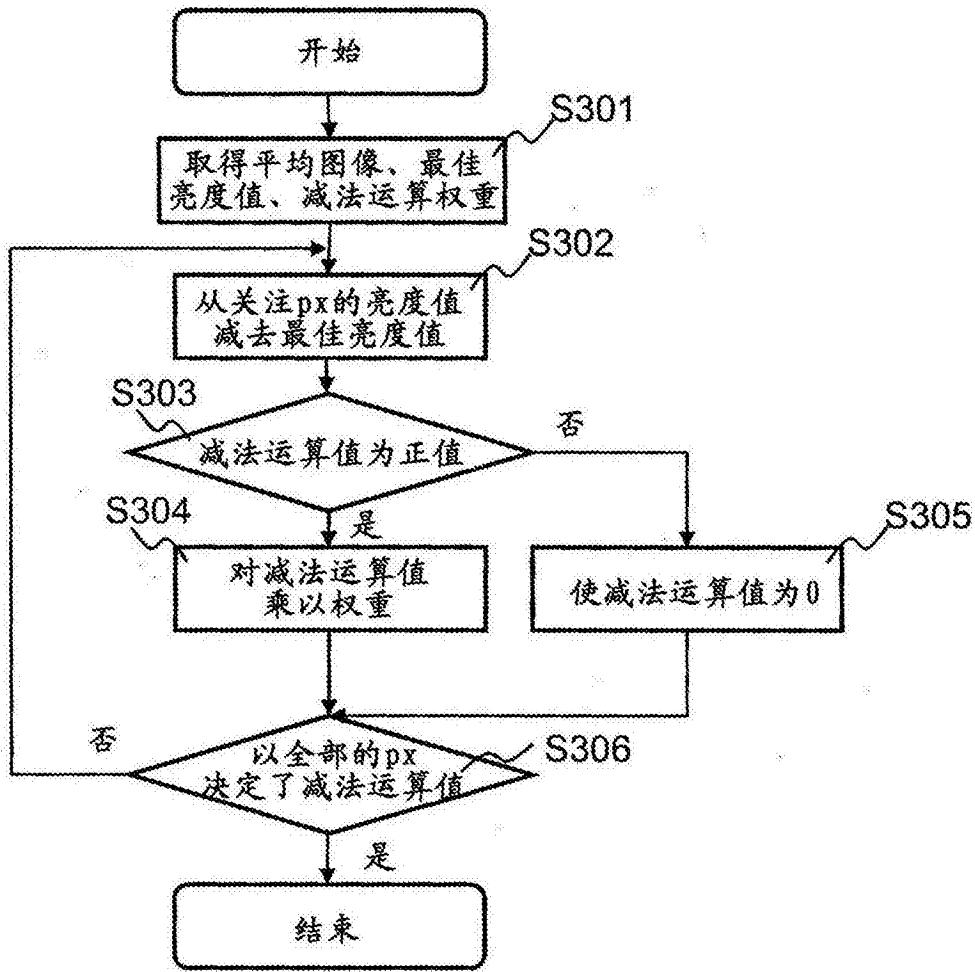


图28

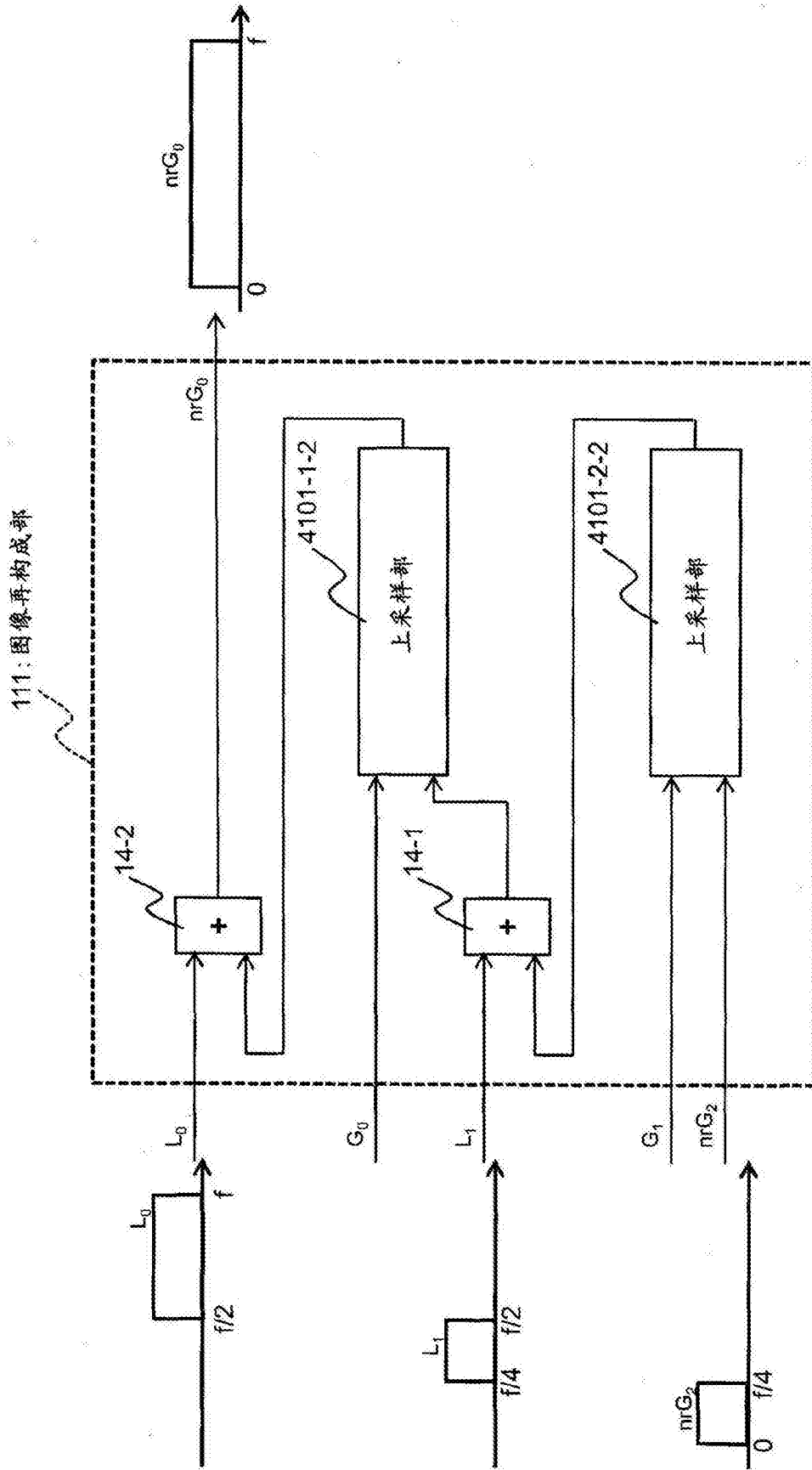


图29

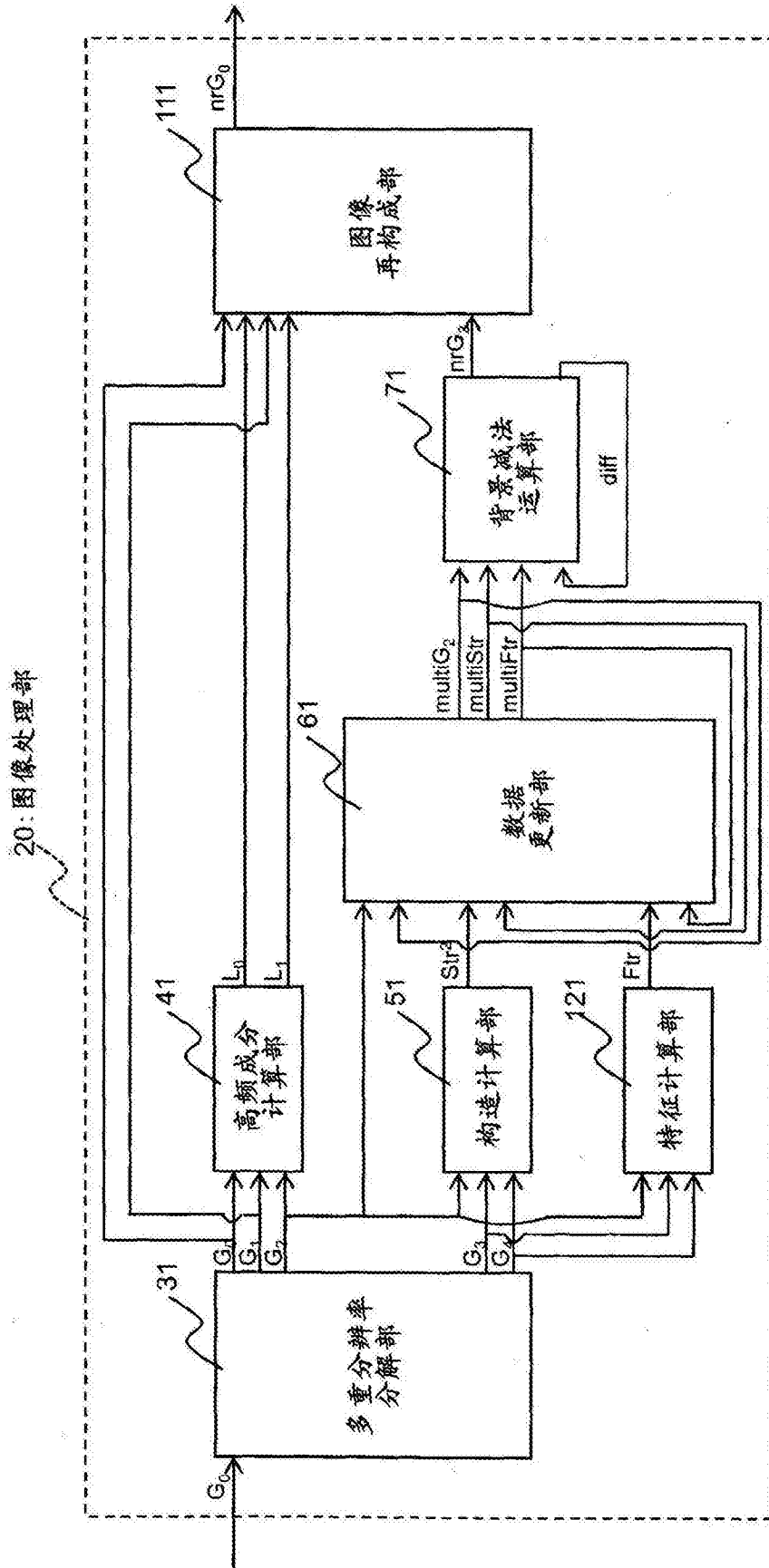


图30

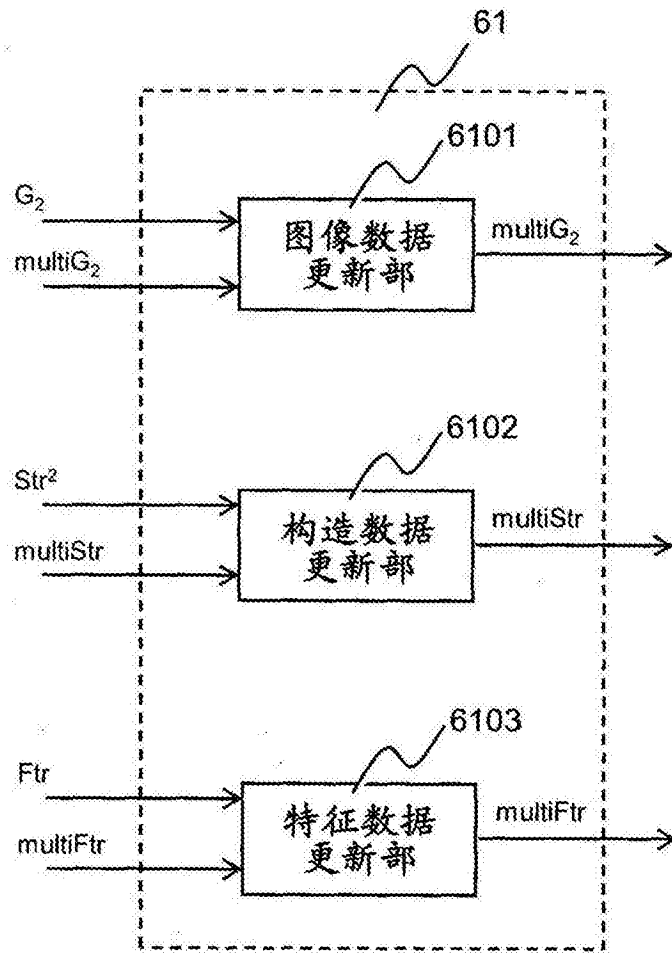


图31

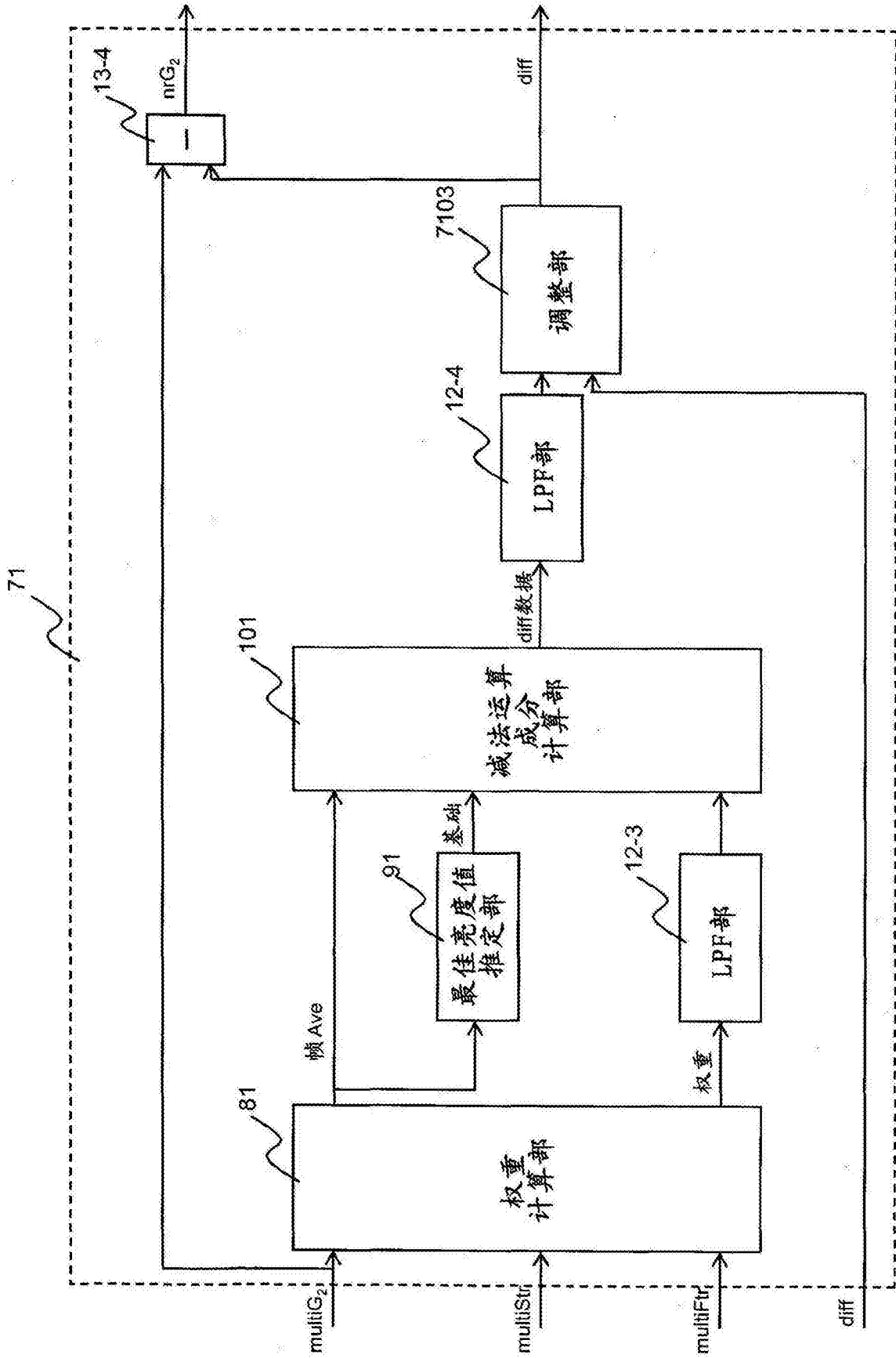


图32

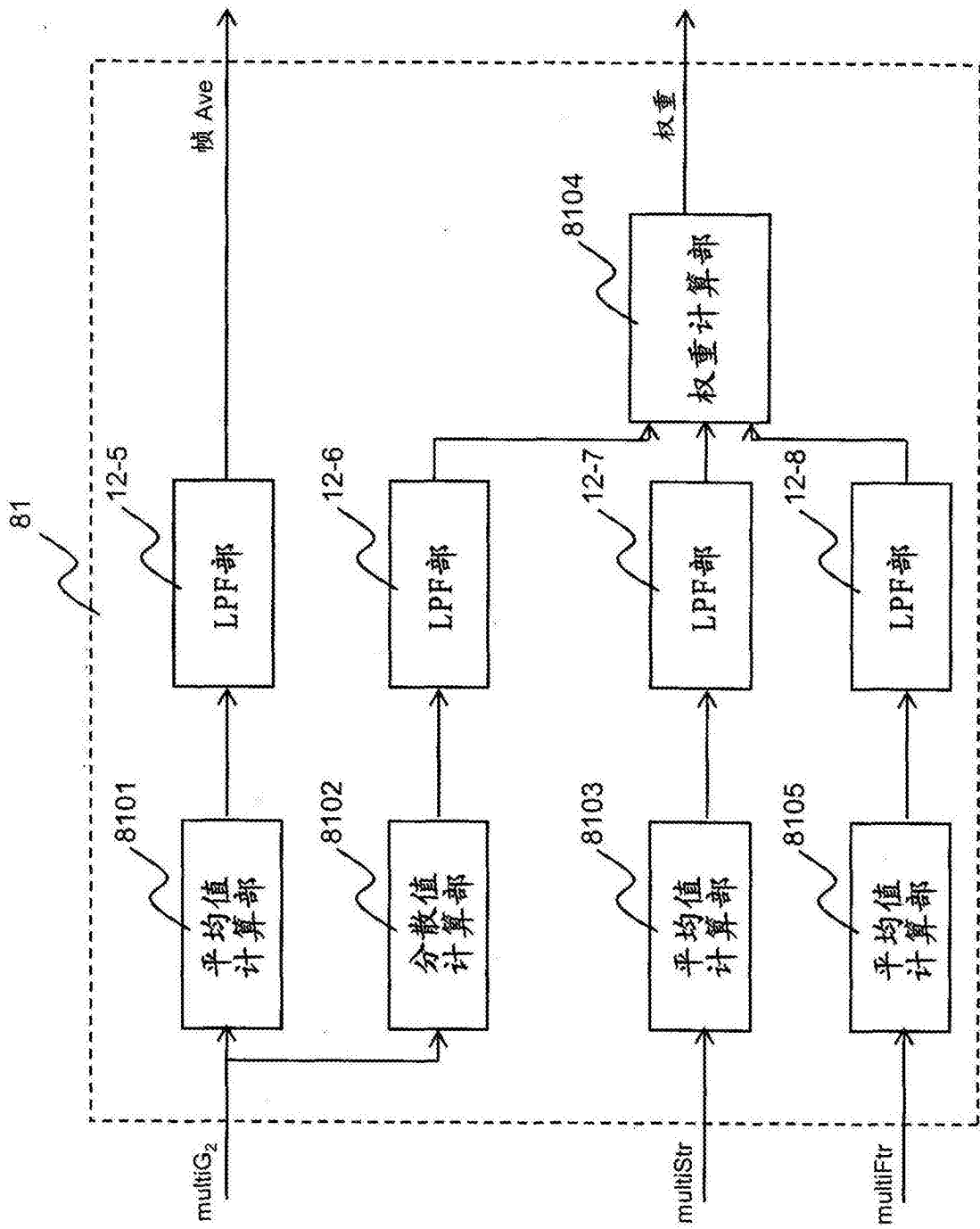


图33

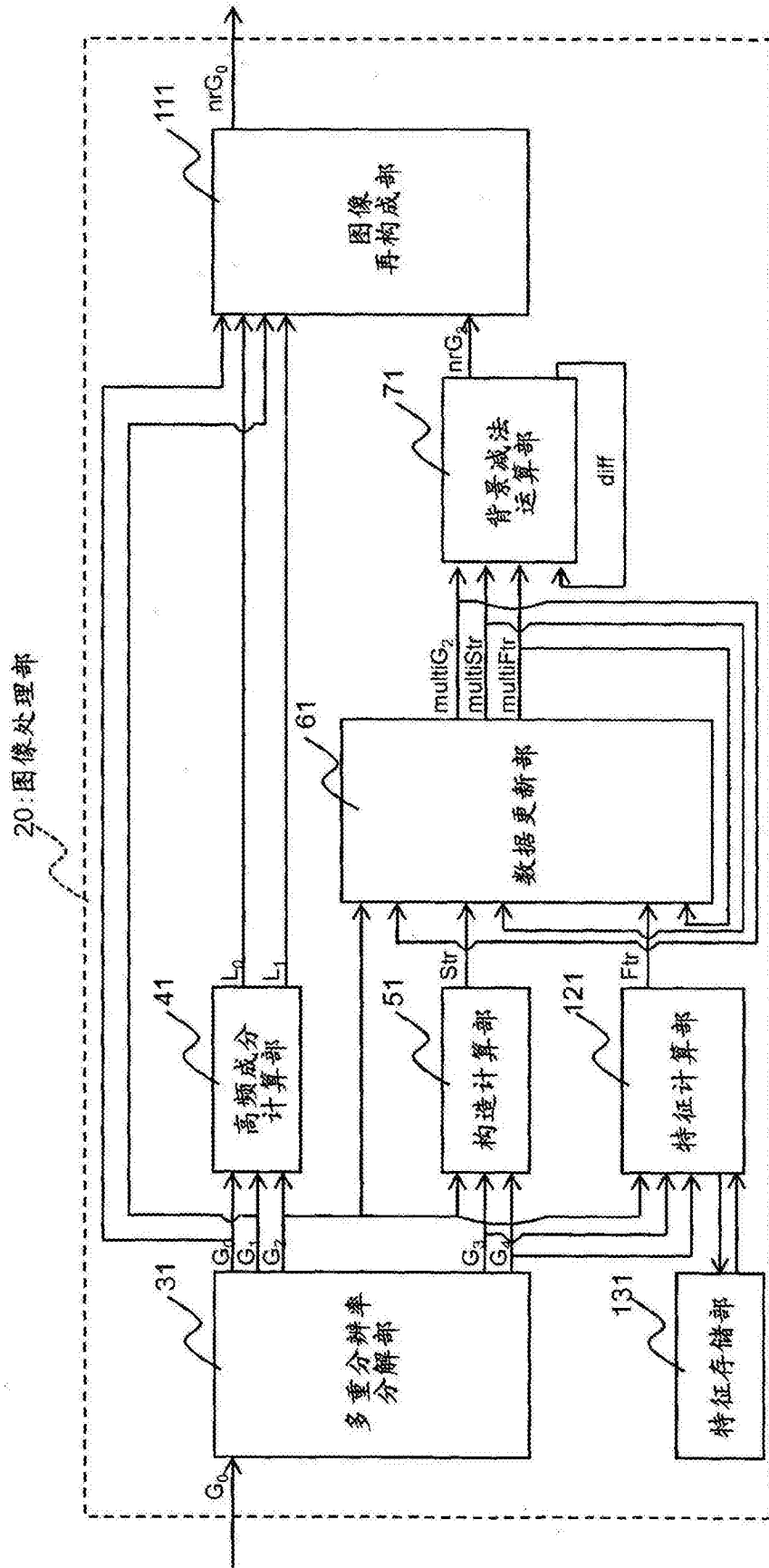


图34

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN105813577A	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	CN201480065391.3	申请日	2014-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	前田俊德 村下贤		
发明人	前田俊德 村下贤		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52077		
代理人(译)	文志		
优先权	2013247181 2013-11-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

利用多重分辨率分解来降低超声波图像内出现的雾状伪像或固定伪影等的图像部分。图像处理部(20)通过针对基于接收信号得到的超声波图像的分辨率的变换处理，形成分辨率相互不同的多个分辨率图像，基于多个分辨率图像来在图像内的各部分决定降低的程度，形成在图像内的各部分根据降低的程度实施了降低处理后的超声波图像。

